

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

Restauraciones cerámicas implantosoportadas cementadas sobre pilares de circonita o titanio : análisis del comportamiento mecánico

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Alberto Ferreira Navarro

Directores

Guillermo Jesús. Pradíes Ramiro
Francisco Martínez Rus

Madrid, 2014

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Facultad de Odontología

Departamento de Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

RESTAURACIONES CERÁMICAS IMPLANTOSOPORTADAS
CEMENTADAS SOBRE PILARES DE CIRCONA O TITANIO: ANÁLISIS
DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO.

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR:

Alberto Ferreiroa Navarro

Directores:

Prof. Dr. Guillermo Pradés Ramiro

Prof. Dr. Francisco Martínez Rus

Madrid, 2013

ISBN:

© Alberto Ferreiroa Navarro



*Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantosoportadas
cementadas sobre pilares de circonita o titanio:
Análisis del comportamiento mecánico*



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

RESTAURACIONES CERÁMICAS IMPLANTOSOPORTADAS
CEMENTADAS SOBRE PILARES DE CIRCONA O TITANIO: ANÁLISIS
DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO.

TESIS DOCTORAL

ALBERTO FERREIROA NAVARRO

2013



AGRADECIMIENTOS

A mis PADRES, por vuestra infinita paciencia a la hora de hacer este trabajo, por vuestro aguante en mis momentos más complicados y por vuestro cariño.

Al Profesor Guillermo Pradiés y al Profesor Francisco Martínez Rus, por su ayuda, por su apoyo, por toda su paciencia y por todo lo que me han enseñado. No hay ninguna duda de que ellos han sido los mejores guías que se puede tener para recorrer este camino.

A José Bartolomé, por todos tus consejos, por todo lo que me has enseñado para sacar este trabajo adelante. Espero que podamos sacar adelante otros muchos trabajos en el futuro.

A todos y cada uno de mis compañeros del grupo de investigación. Es un verdadero privilegio y un honor ser parte de este grupo formado por personas maravillosas, en el que de verdad he aprendido el verdadero significado de la palabra equipo.

A unos grandes amigos como son el Doctor Rubén Agustín Panadero y las Doctoras María Gómez Guedas, Diana García Sanz y Marta Quesada Bertos. Su amistad es como una gran columna, fuerte y robusta en la que sabes que puedes apoyarte firmemente para coger fuerzas, sabiendo que nunca se derrumbará.

A todos los compañeros del departamento, a todos los alumnos de master y compañeros de clínica, que se han preocupado por mí, que me han animado y apoyado para lograr la consecución de este trabajo

Gracias de corazón.



*Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantoportadas
cementadas sobre pilares de circonita o titanio:
Análisis del comportamiento mecánico*

ÍNDICE



RESUMEN- ABSTRACT.....	8
------------------------	---

Capítulo 1. <u>INTRODUCCIÓN</u>	14
---------------------------------------	----

1.1 Consideraciones Previas.....	15
----------------------------------	----

1.2 Consideraciones estéticas en los tratamientos de prótesis sobre implantes en el sector anterior.....	17
--	----

1.2.1 La “Estética Blanca”	17
----------------------------------	----

1.2.2 La línea de sonrisa.....	20
--------------------------------	----

1.2.3 La “Estética Rosa”	23
--------------------------------	----

1.2.3.1 Consideraciones Quirúrgicas.....	23
--	----

1.2.3.2 El Margen Gingival.....	24
---------------------------------	----

1.2.3.3 Papila Interdental.....	24
---------------------------------	----

1.2.3.4 Cénit Gingival.....	26
-----------------------------	----

1.2.3.5 El color de los tejidos periimplantarios.....	28
---	----

1.3 Materiales Cerámicos en Odontología.....	29
--	----

1.3.1 Clasificación de las cerámicas.....	31
---	----

1.3.1.1 Temperatura de sinterización.....	31
---	----

1.3.1.2 Composición Química.....	31
----------------------------------	----

1.3.1.3 Técnica de confección.....	42
------------------------------------	----

1.4 Cementos Dentales para restauraciones totalmente cerámicas sobre implantes.....	50
---	----

1.5 Pilares implantoprotésicos.....	52
-------------------------------------	----

1.6 Conceptos Mecánicos Básicos.....	59
--------------------------------------	----

1.6.1 Coeficiente de expansión térmica.....	60
---	----

1.6.2 Límite elástico.....	61
----------------------------	----

1.6.3 Deformación plástica.....	61
---------------------------------	----

1.6.4 Módulo elástico.....	62
----------------------------	----

1.6.5 Conceptos de Tenacidad y Fragilidad.....	65
--	----

1.6.6 Resistencia a la compresión.....	66
--	----

1.6.7 Resistencia a la flexión.....	67
-------------------------------------	----



1.6.8 Fuerzas aplicadas a nivel de la cavidad oral.....	68
<hr/>	
Capítulo 2: <u>JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS</u>	70
2.1 Antecedentes y Justificación.....	71
2.2 Objetivos.....	73
2.3 Hipótesis de Trabajo.....	73
<hr/>	
Capítulo 3: <u>MATERIAL Y MÉTODO</u>	75
3.1 Tamaño Muestral.....	76
3.2 Fabricación de los pilares implantoprotésicos.....	76
3.3 Fabricación de las coronas.....	79
3.4 Distribución de grupos.....	82
3.5 Cementado de las coronas sobre los pilares.....	83
3.6 Estudio de la resistencia a la fractura.....	84
3.6.1 Selección de la resina epóxica.....	85
3.6.2 Simulación de la pérdida ósea periimplantaria.....	86
3.6.3 Colocación del espécimen en ángulo de 30°.....	87
<hr/>	
Capítulo 4: <u>RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO</u>	91
4.1 Consideraciones previas.....	92
4.2 Análisis descriptivo del comportamiento mecánico de las restauraciones implantosoportadas.....	93
4.3 Estadística Inferencial.....	99
4.4 Tipo de Fallo.....	101
<hr/>	
Capítulo 5: <u>DISCUSIÓN</u>	104
<hr/>	
Capítulo 6: <u>FUTURAS INVESTIGACIONES</u>	113
<hr/>	



Capítulo 7: <u>CONCLUSIONES</u>	116
---------------------------------------	-----

BIBLIOGRAFÍA.....	118
-------------------	-----



*Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantoportadas
cementadas sobre pilares de circonita o titanio:
Análisis del comportamiento mecánico*

RESUMEN-ABSTRACT



RESUMEN

Título: *Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantoportadas cementadas sobre pilares de titanio o circonita: Análisis del comportamiento mecánico.*

Introducción:

Actualmente, los implantes osteointegrados son la principal opción de tratamiento para rehabilitaciones protésicas unitarias en el sector anterior. El éxito del tratamiento no solo depende de la correcta osteointegración del implante, sino también depende de poder conseguir varios requerimientos estéticos. El uso de los materiales cerámicos, para la fabricación de varios de los elementos de la restauración, podrían ayudar al clínico a mejorar la “Estética Blanca” y la “Estética Rosa”, en casos con un alto compromiso estético. La circonita ha sido propuesta para la fabricación de pilares sobre implantes, debido a sus buenas propiedades mecánicas. Sin embargo la combinación de este tipo de pilares con diferentes tipos de coronas protésicas podrían afectar al comportamiento mecánico de toda la restauración.

Objetivos:

Evaluar y comparar la resistencia a la fractura de diferentes coronas totalmente cerámicas cementadas sobre pilares de titanio y circonita, así como también el comportamiento mecánico de la restauración, utilizando diferentes combinaciones de coronas y pilares.

Material y Método:

Para llevar a cabo esta investigación se fabricaron mediante técnicas CAD/CAM 60 pilares individualizados (Cares®, Straumann®, Basilea, Suiza) para la restauración protésica de un incisivo central superior, en Titanio (N=30) y en Circonita (N=30) para un implante de conexión interna (Straumann® RN, Straumann®). Para cada pilar fueron fabricadas coronas totalmente cerámicas en los siguientes sistemas (N=10 por subgrupo): a) Coronas monolíticas de disilicato de litio (IPS e.max CAD®, Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein), b) Coronas de disilicato de litio fabricadas por técnica de inyección (IPS e.max Press®, Ivoclar



Vivadent®), c) Coronas con núcleos de circonita (IPS e.max ZirCAD®, Ivoclar Vivadent®), formando los siguientes subgrupos: TC (pilar de titanio+corona monolítica de disilicato de litio), TE (pilar de titanio+corona de disilicato de litio fabricada por técnica de inyección), TZ (pilar de titanio+corona con núcleo de circonita), ZC (pilar de circonita+corona monolítica de disilicato de litio), ZE (pilar de circonita+corona de disilicato de litio fabricada por técnica de inyección) y ZZ (pilar de circonita+corona con núcleo de circonita). Las cofias de las coronas de disilicato de litio fabricadas por técnica de inyección y de las coronas con núcleos de circonita fueron recubiertas con una cerámica feldespática de recubrimiento con fluorapatita (IPS e.max Ceram®, Ivoclar Vivadent®). Las coronas fueron cementadas con un cemento de resina (Multilink Implant®, Ivoclar Vivadent) con una presión de 40 N/cm². Posteriormente, todos los especímenes fueron cargados hasta fractura en una máquina de ensayo universal y los datos fueron obtenidos mediante una aplicación informática específica (Trapezium X®, Shimadzu®, Kyoto, Japan). Los datos fueron analizados estadísticamente, usando un test de ANOVA con dos factores de interacción y un test de Tukey (p=0.05), usando la aplicación informática SPSS 14.0 para Windows.

Resultados:

Ambos tipos de pilares (p=0.0001) y los diferentes tipos de coronas empleadas (p=0.028) afectaron significativamente a los resultados. El subgrupo TC (558.5±35 N) mostró la media de resistencia a la fractura más elevada entre los distintos tipos de combinaciones de pilares y coronas estudiadas (340.3±62 – 495.9±53 N) (p<0.05). Todas las coronas sobre pilares de titanio (558.5±35 – 495.9±53 N), presentaron resultados significativamente mayores a las coronas sobre pilares de circonita (392.9±55 – 340.3±62N) (p<0.05). Las coronas monolíticas presentaron resultados más elevados que las coronas con recubrimiento cerámico tradicional en ambos tipos de pilares (p<0.05). Los subgrupos TC y TE presentaron sólo la fractura de la corona. El subgrupo ZZ mostró sólo fallos a nivel del pilar sin fractura de la corona, mientras que los grupos ZC y ZE mostraron la fractura de la corona y del pilar simultáneamente. En el subgrupo TZ solamente se identificó la deformación de la plataforma del implante.



Conclusiones:

Los mayores niveles de resistencia fueron registrados con la combinación entre pilares de titanio y coronas monolíticas de disilicato de litio, pero el tipo de fallo más favorable se produjo con la combinación entre coronas con núcleo de zircona y pilares de titanio. Todas las combinaciones de coronas y pilares estudiadas en esta investigación tienen valores de resistencia ($>300 \text{ N/cm}^2$) adecuados para ser utilizadas en el sector anterior.

ABSTRACT

Title: Implant-supported all-ceramic restorations cemented on zirconia or titanium abutments: Analysis of the mechanical behavior

Introduction:

At the present, osseointegrated implants are the main option for the single-tooth replacement in the anterior sector of the mouth. Success of the implant therapy, not only depend of the correct osseointegration of the implant, but also of several requeriments at aesthetic level. The use of the ceramic materials, for the manufacturing of several elements of the restoration system of dental implants, could improve the "White aesthetic" and the "Pink aesthetic" in cases with higher aesthetic compromise. The zirconia has been proposed for manufacturing implant abutments, because of it has a good mechanical properties. Nevertheless the combination of this zirconia abutment with different kinds of crowns could affect the mechanical behaviour of entire restoration.

Objectives:

To evaluate and compare the fracture resistance of different all-ceramic crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments and the mechanical behaviour of the differents combination among crowns and abutments.

Material and Methods:

Customized implant abutments (Cares®, Straumann®, Basel, Switzerland) for maxillary right central incisor made of titanium (T) and zirconia (Z) (N=60, n=30 per group) were



fabricated for an internal connection implant system (Straumann® RN, Straumann®). All-ceramic crowns were fabricated for their corresponding implant abutments using the following systems (n=10 per subgroup): a) monolithic CAD/CAM lithium disilicate (IPS e.max CAD®, Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein), b) pressed lithium disilicate (IPS e.max Press®, Ivoclar Vivadent®), c) yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal (IPS e.max ZirCAD®, Ivoclar Vivadent®), forming the following subgroups: TC (titanium abutment+monolithic lithium disilicate crown), TE (titanium abutment+pressed lithium disilicate crown), TZ (titanium abutment+zirconia crown), ZC (zirconia abutment+monolithic lithium disilicate crown), ZE (zirconia abutment+pressed lithium disilicate crown) and ZZ (zirconia abutment+zirconia crown). The frameworks of both pressed lithium disilicate crowns and zirconia crowns were manually veneered with a fluorapatite-based ceramic (IPS e.max Ceram®, Ivoclar Vivadent®). The crowns were adhesively cemented (Multilink Implant®, Ivoclar Vivadent®) to their implant abutments with a press of 40 N/cm². Later, all specimens were loaded to fracture in a universal testing machine (0.5 mm/min) and the data were obtained with a specific software (Trapezium X®, Shimadzu®, Kyoto, Japan). Data were analyzed using two-way ANOVA and Tukeys Test (p=0.05), using SPSS 14.0 for Windows.

Results:

Both the abutment material (p=0.0001) and the ceramic crown system (p=0.028) significantly affected the results. Interaction terms were not significant (p=0.598). Subgroup TC (558.5±35 N) showed the highest mean fracture resistance among all abutment-crown combinations (340.3±62 - 495.9±53 N) (p<0.05). Both monolithic and veneered ceramic Systems, in combination with Ti abutments (558.5±35 - 495.9±53 N) presented significantly higher values than with Zr abutments (392.9±55 - 340.3±62 N) (p<0.05). Monolithic lithium disilicate crown showed significantly higher mean fracture resistance compared to manually veneered ones on both Ti and Zr abutments (p<0.05). Subgroups TC and TE failed only in the crowns without abutment fractures, Subgroup ZZ failed exclusively in the abutment without crown fracture. ZC and ZE samples failed predominantly at the abutment and the crown level. TZ subgroup showed only implant neck distortion.



Conclusions:

The highest fracture resistance was obtained with titanium abutments restored with monolithic lithium disilicate crowns but the failure type was more favourable with Titanium abutments and zirconia crowns combination. All single implant-supported restorations had an enough resistance values ($> 300 \text{ N/cm}^2$), for using them in the anterior sector.



CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN



1.1 CONSIDERACIONES PREVIAS

Actualmente, el concepto de estética esta presente día a día en los medios de información, en la televisión y en las relaciones humanas cotidianas. Dicho concepto tiene una gran relevancia a nivel facial y por lo tanto a nivel del aspecto de la sonrisa y de los dientes. Por ese motivo, las rehabilitaciones protésicas que se realizan en la clínica diaria en este momento, no sólo buscan unos objetivos funcionales al sustituir los dientes ausentes, sino que también buscan unos objetivos estéticos, que de no cumplirse pueden suponer el fracaso del tratamiento protésico realizado. Los pacientes no sólo exigen al clínico unas rehabilitaciones con las que poder tener una función masticatoria y fonética normales, sino que además exigen que la restauración protésica imite las características que tienen los dientes naturales, así como también mediante la restauración se logre un adecuado aspecto a nivel de los tejidos blandos.

Una de las opciones de tratamiento más importantes con la que contamos en este momento para resolver la pérdida de dientes ausentes en localizaciones estéticas, frente a otras opciones más convencionales como los puentes adhesivos tipo Maryland o los puentes dentosoportados de recubrimiento total, son los implantes osteointegrados, los cuales presentan unas tasas de supervivencia elevadas, cuando se utilizan a nivel del sector anterior maxilar¹.

Una vez colocado el implante y tras el correspondiente periodo de osteointegración, se lleva a cabo la restauración protésica, en la que tradicionalmente se han estado utilizando pilares fabricados en materiales metálicos que se conectan al implante. Sin embargo, el color que presentan este tipo de pilares metálicos pueden producir un resultado insatisfactorio en la estética, debido a que las aleaciones metálicas pueden producir un aspecto grisáceo u oscuro carente de naturalidad, que no es compatible con una estética satisfactoria en un importante número de casos. Este resultado no sólo puede ser insatisfactorio a nivel de la corona protésica, sino también puede producir un aspecto antiestético a nivel de los tejidos blandos que rodean la restauración. Debido a esta exigencia estética, la industria dental ha propiciado la aplicación y evolución de nuevos materiales, que permitan poder llevar a cabo



la resolución de este tipo de casos de alto riesgo estético con un resultado más predecible. Entre estos nuevos materiales tenemos las cerámicas dentales de alta resistencia que pueden ser fabricadas mediante diferentes tipos de técnicas y que parecen ofrecer una notable mejora estética no solo a nivel de la corona, sino también a nivel de la mucosa periimplantaria, cuando trabajamos con implantes dentales.

Cuando aparecen una serie de nuevos materiales y/o nuevas técnicas de fabricación, es necesario realizar estudios científicos que demuestren la fiabilidad de estos materiales o de estas nuevas técnicas de confección, para poder determinar si el uso de las restauraciones fabricadas con estos nuevos avances, son seguras para su utilización a nivel clínico.

El objetivo que nos planteamos en este estudio fue evaluar el tipo de fallo catastrófico, el comportamiento mecánico y los valores de resistencia a la fractura de un sistema de pilares cerámicos conectados a un implante con diferentes tipos de coronas totalmente cerámicas fabricadas con distintos materiales y técnicas de confección, para determinar si las restauraciones estudiadas pueden ser utilizadas por los clínicos, para su uso en rehabilitaciones protésicas sobre implantes unitarios en el sector anterior.

En esta introducción explicaremos algunos de los factores estéticos más importantes a la hora de realizar una rehabilitación protésica en el sector anterior maxilar, así como también se hablará de los materiales cerámicos utilizados en odontología, pilares implantoprotésicos y cementos dentales que se utilizan en prótesis sobre implantes, debido a que cada uno de estos elemento que forman la restauración, pueden influir en la resistencia y comportamiento mecánico. En último lugar se hablará de una serie de conceptos mecánicos de manera sencilla, que son necesarios para poder interpretar y comprender los resultados de esta investigación.



1.2 CONSIDERACIONES ESTÉTICAS EN LOS TRATAMIENTOS DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES EN EL SECTOR ANTERIOR.

Dentro de los parámetros estéticos a la hora de realizar una restauración protésica sobre implantes a nivel del sector anterior maxilar, debemos evaluar varios factores como son: El color que debe tener nuestra corona protésica, donde buscamos imitar las características ópticas que poseen los dientes naturales que tiene el paciente. Por otro lado se debe analizar el tipo de sonrisa que cada paciente presenta, con ello podemos determinar el nivel de riesgo estético de cada caso y por último deben ser analizadas las características de la mucosa periimplantaria, donde se tiene que intentar mimetizar tanto las características anatómicas, como de color que tiene la encía alrededor de los dientes naturales. A continuación analizaremos cada uno de estos factores:

1.2.1 “Estética Blanca”

Uno de los principales objetivos cuando fabricamos una corona protésica, es poder conseguir una apariencia óptica similar a la que presenta un diente natural. El color es uno de los parámetros más importantes para lograr una adecuada estética de nuestras restauraciones protésicas y conseguir imitar las características ópticas del diente natural es fundamental para lograr integrar una restauración de manera satisfactoria en la sonrisa del paciente.

Debemos analizar el color que tienen los dientes naturales del paciente. Dicho color esta determinado por una serie de combinaciones ópticas². Cuando la luz incide sobre un diente, se describen cuatro fenómenos que están asociados con el flujo de luz:

- Transmisión especular de la luz a través del diente
- Reflexión especular en la superficie
- Reflexión de la luz difusa
- Absorción y difusión de la luz en los objetos adyacentes.



El color definitivo que tendrá un diente es el resultado de la absorción y la reflexión de la luz a lo largo de todo el espesor del diente.

El diente está formado por varios tejidos como son el esmalte, la dentina y la pulpa y el color del diente natural dependerá del grosor, de la composición y de la estructura que tengan esos tejidos. Cada uno de ellos presenta características ópticas diferentes entre sí que influyen en el color final que tendrá un diente³.

El tejido más importante desde un punto de vista cromático es la dentina, que es responsable del tinte y de la intensidad. El esmalte es básicamente translucido por la composición que presenta, pero su translucidez no es uniforme sino que presenta un gradiente de opacidad, encontrando que la parte más externa es más translúcida que la interna, debido a que tiene unos prismas de esmalte más densos. En función del grosor y de las características del esmalte, si este es muy fino como ocurre a nivel del tercio cervical, la intensidad de la dentina domina la percepción cromática del diente, dando a este nivel un aspecto más amarillento, mientras que a nivel del borde incisal, al solo existir esmalte, el diente se vuelve translucido, acromático y presenta opalescencia^{4,5}. El objetivo de nuestras restauraciones en el sector anterior maxilar es copiar estas características ópticas que tiene el diente natural y que están determinadas como hemos explicado por las diferentes características que tienen los tejidos dentarios.

La obtención de una prótesis con un color idéntico al de los dientes naturales es un objetivo fundamental independientemente de otros factores. El índice “*White Esthetic Score*” (WES) propuesto por *Belser y cols*⁶, establece varios parámetros para valorar la estética de las coronas de nuestras restauraciones, entre esos parámetros se valora el color y la translucidez de las restauraciones, que juegan un papel fundamental en el éxito estético, independientemente del nivel de riesgo estético que presente el paciente, cuando trabajamos en el sector anterior.



El color de las restauraciones no solo tiene una base física, sino que también se considera un arte, ya que la obtención de una prótesis con un color natural y mimetizado con el color de los dientes del paciente, depende de la habilidad y la capacidad del técnico de laboratorio. Aunque la obtención de una prótesis estética depende como ya hemos dicho de la capacidad del técnico, la utilización de materiales con unas características estéticas mejoradas como son las cerámicas dentales, nos ha permitido poder obtener mejores resultados en cuanto al aspecto de nuestras restauraciones protésicas^{7,8}.

Las propiedades ópticas de los núcleos de las restauraciones protésicas son una parte fundamental del color final que tendrá la restauración, pero al mismo tiempo también existen una serie de factores como son el grosor de las capas de recubrimiento, la temperatura de cocción, los pigmentos intrínsecos y el número de cocciones de la restauración, que influyen en el color final que tendrá la prótesis⁹. Las restauraciones fabricadas en materiales totalmente cerámicos, de los que se hablará posteriormente, ofrecen una serie de ventajas a la hora de mimetizar al diente natural⁷. Tienen una mayor translucidez y una mejor transmisión de la luz, que permiten ofrecer al paciente una restauración con un aspecto más natural¹⁰.

Muchos de los sistemas cerámicos que se comercializan actualmente, tienen núcleos que por si solos son capaces de enmascarar pilares dentarios oscuros o pilares implantoprotésicos fabricados con aleaciones metálicas, sin necesidad por parte del técnico del uso de opaques. Esto permite poder realizar un recubrimiento cerámico de estos núcleos con una mayor seguridad de conseguir un buen resultado estético¹¹. También encontramos que este tipo de restauraciones totalmente cerámicas permiten al clínico cuando trabaja en casos de prótesis fija dentosoportada, realizar líneas de terminación yuxtagingivales con la seguridad de lograr un buen resultado estético a nivel cervical, al mismo tiempo que se respeta la anchura biológica^{12,13}.

Por lo tanto, el primer objetivo independientemente de otros factores anatómicos, es lograr un adecuado color de la corona protésica. Las restauraciones que se fabrican con

materiales totalmente cerámicos, nos dan una manifiesta ventaja en este sentido, frente a aquellas restauraciones en las que se utilizan núcleos metálicos.

1.2.2 La Línea de Sonrisa.

Un factor fundamental, que se tiene que analizar cuando se trabaja en restauraciones protésicas en el sector anterior es la situación de la línea de sonrisa. La podemos definir como ***“la posición del borde inferior del labio superior cuando el paciente sonríe”***. La situación del borde inferior del labio superior nos va a marcar el grado de riesgo estético en cada paciente¹⁴.

En base a la proporción de exposición dental y gingival en el área del sextante anterosuperior, según Tjan y cols¹⁵ podemos identificar tres tipos diferentes de sonrisas: Baja, media y alta:

La Línea de sonrisa baja se caracteriza porque la motilidad del labio superior solo permite exponer los dientes anteriores en no más del 75% de su superficie.



Fig 1. Paciente con una sonrisa baja, que expone alrededor del 60% de la superficie dentaria.

En la Línea de la sonrisa media, el movimiento del labio superior permite mostrar entre el 75% y el 100% de la superficie de los dientes anteriores, así como las papilas gingivales interproximales.



Fig 2. Paciente con una sonrisa media, que muestra alrededor del 100% de la superficie dentaria y las papilas interdentales.

Cuando el paciente presenta una línea de la sonrisa alta, los dientes anteriores se exponen en su totalidad, así como al mismo tiempo se exhibe una banda gingival, que puede tener una altura variable.



Fig 3. Paciente con una sonrisa alta que muestra el 100% de la superficie de los dientes y una banda de encía queratinizada de entre 2 y 3 mm.

Tjan y cols¹⁵ encontraron que el 20,5% de los sujetos examinados en un estudio in vivo mostraban una línea de sonrisa baja, el 69% media y el 10,5% alta. La línea de sonrisa alta



es dos veces mas frecuente en mujeres que en hombres, lo cual fue confirmado por Owen y cols¹⁶ debido a que las mujeres presentan una longitud menor entre la base de la nariz (20-22 mm mujeres 22-24 mm hombres) y normalmente tienen de promedio una línea de sonrisa de 1,5 mm más alta que los varones.

Es importante también a la hora de analizar la sonrisa, que el labio superior puede mostrar variedad en cuanto a nivel de exposición entre el lado izquierdo y derecho y que el nivel de exposición de un paciente puede variar con la edad.

Watson y Crispin¹⁷ encontraron en un estudio clínico que la mayoría de pacientes (73,6%) prefieren no exponer los límites marginales de las restauraciones en casos de sonrisa alta.

La alta, o sonrisa gingival como también puede ser denominada, es considerada por muchos pacientes como poco atractiva estéticamente. Existen varios factores¹⁸⁻²⁰ que están implicados en este tipo de sonrisa:

- Un labio superior corto.
- Hipermotilidad labial.
- Erupción pasiva alterada del diente.
- Protuberancia dentoalveolar anterior.
- Desarrollo vertical excesivo del maxilar superior.

El análisis de la sonrisa será uno de los factores que nos condicionará la elección de los materiales para la fabricación de una restauración protésica. En un caso de un paciente con una sonrisa baja el riesgo estético es bajo, al no mostrar los tejidos blandos, pero en casos de sonrisas medias, altas o gingivales en las que existe una exposición de tejido blando, el riesgo estético es mayor y por lo tanto en este tipo de casos el uso de estos nuevos materiales cerámicos puede estar indicado, incluso para la fabricación del pilar protésico que se conecta al implante y que soporta la corona.



1.2.3 La “Estética Rosa”

La apariencia de los tejidos blandos alrededor de los implantes es uno de los factores fundamentales en el éxito de las restauraciones implantoportadas en el sector anterior. *Albrektsson y cols*²¹ ya en el año 1986 consideraron que para conseguir el éxito en la terapéutica de implantes en el sector anterior, es necesario lograr una adecuada estética de los tejidos blandos. Para poder conseguir una buena estética de los tejidos blandos alrededor de los implantes hay que tener en cuenta una serie de consideraciones tanto a nivel quirúrgico como a nivel protésico.

1.2.3.1 Implicaciones Quirúrgicas

A nivel quirúrgico la colocación del implante y su situación tridimensional tienen una alta repercusión en la apariencia que tendrán los tejidos blandos. En la actualidad se siguen las siguientes recomendaciones en cuanto a la situación en la que debería quedar colocado un implante en el sector anterior, para poder obtener un buen resultado en la “estética rosa”:

- A nivel apico-coronal, la posición de la plataforma del implante debería estar entre 2 y 4mm apicales a los márgenes gingivales de los dientes adyacentes²².
- A nivel vestibulo-lingual: Se recomienda respetar 2 mm de hueso en la tabla vestibular, para evitar la pérdida de tejido duro y el colapso de los tejidos blandos a este nivel, por lo que se recomienda que el implante quede ligeramente posicionado hacia palatino²³⁻²⁵.
- A nivel mesiodistal: Se recomienda la colocación del implante dejando entre 1,5 mm y 2 mm de espacio entre dientes naturales y 3 mm entre implantes²⁶.

1.2.3.2 El Margen Gingival

La posición del margen gingival está determinado por la longitud de la corona clínica. La posición gingival va a estar a su vez determinada en función de la inclinación y de la rotación que tenga el diente²⁷. En el caso de un implante para que la posición del margen gingival, sea coincidente con respecto al diente contralateral, se deben seguir las recomendaciones quirúrgicas de colocar el implante entre 2 y 4 mm con respecto a los márgenes gingivales de los dientes adyacentes²⁴.

1.2.3.3 Papila interdental

Podemos definir la papila interdental como ***“la porción de encía en forma triangular que rellena el espacio existente por debajo del punto de contacto de los dientes”***²⁸. Uno de los objetivos que se intenta lograr para obtener una estética natural de los tejidos blandos es la formación de la papila interdental en las situaciones en las cuales tenemos un implante y un diente adyacente, en aquellas en las que tenemos dos implantes adyacentes entre sí, así como también en zona de los pónicos²⁹⁻³¹.



Fig 4. Papila interdental entre Incisivo lateral superior izquierdo y canino, cubriendo todo el espacio existente debajo del punto de contacto, sin la creación de triángulos negros.

La formación de la papila depende de la localización del punto de contacto de los dientes con respecto a la cresta ósea. Actualmente según la literatura existente²⁹, cuando la

distancia entre el punto de contacto entre dos dientes naturales y la cresta ósea es de 5 mm o menos tenemos casi un 100% de probabilidades de rellenar completamente el espacio existente por debajo del punto de contacto, mientras que cuando esa distancia es de 6 mm el porcentaje disminuye hasta un 55% y cuando se amplía hasta 7mm disminuye a un 25%.

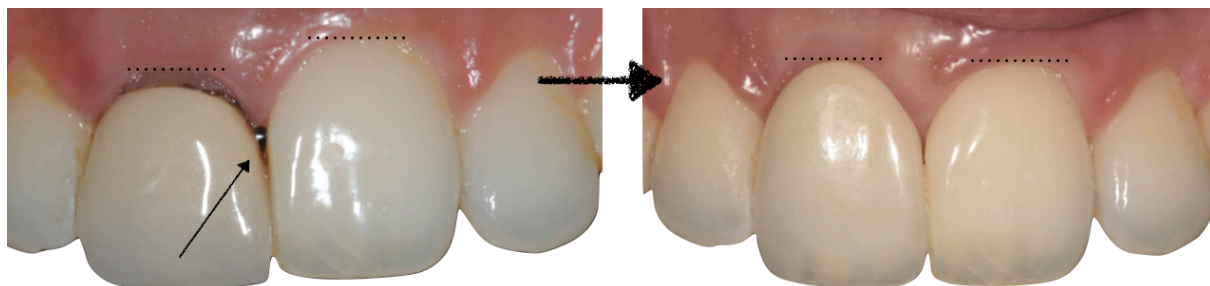


Fig 5. Caso clínico en el que se muestra un triángulo negro por una corona mal adaptada al pilar dentario y que al mismo tiempo muestra un desnivel en los márgenes gingivales. El alargamiento coronario, el trabajo con la prótesis provisional y la restauración final resolvieron el problema de la “estética rosa” de este caso.

Cuando trabajamos con implantes, el diseño de la prótesis debe tener en cuenta la colocación del punto de contacto para lograr un adecuado aspecto de la papila. Se sabe que con un implante unitario la distancia a la que debe situarse el punto de contacto a la cresta ósea es similar a la de los dientes naturales. *Grunder*⁹² en un estudio clínico demostró que la posición del punto de contacto entre un diente y un implante debería estar en torno a las 5mm con respecto a la cresta ósea. *Tarnow y cols*⁹⁹ en el año 2003 encontraron evidencias de que lograr una adecuada papila interdental entre dos implantes contiguos es más complicado que cuando existen dos dientes adyacentes o un implante a un diente adyacente. Los resultados obtenidos por estos autores en casos de implantes contiguos, indicaban que el punto de contacto debía estar situado en torno a 3 mm con respecto a la cresta ósea. Todas aquellas distancias superiores a 3 mm darían como consecuencia un triángulo negro, sin la formación de una papila que cubriera todo el espacio existente, por debajo de ese punto de contacto.

En un reciente estudio clínico de *Siqueira Jr y cols*³², encontraron que la papila interdental entre dos implantes se formaba en aquellos casos con una distancia entre el punto de contacto y la cresta ósea de 5mm o menos. También evaluaron la distancia entre



los dientes, encontrando que con una distancia de 4 mm se lograba un mejor resultado estético de la papila, así como también evaluaron el biotipo gingival del paciente, siendo más frecuente encontrar la formación de papila en aquellos pacientes con un biotipo gingival grueso.

1.2.3.4 Cénit Gingival

El Cénit gingival se define como ***“el punto más apical del margen gingival”***. *Magne y Belser* determinaron que en sentido mesiodistal, el cénit gingival esta colocado distal al eje axial en los incisivos centrales, laterales y caninos superiores. Por otro lado *Borguetti y Monnet-Corti* ³³ determinan que el cenit gingival, esta desplazado distalmente en incisivos centrales y caninos, mientras que este coincide con el eje axial del diente en el incisivo lateral superior. En otro estudio ³⁴ se determina que el cenit gingival esta desplazado distalmente en el incisivo central, coincide con el eje del incisivo lateral y esta desplazado mesialmente en el caso del canino.

En un reciente estudio realizado por *Mattos y Santana* ³⁵ determinan la frecuencia de localización del cenit gingival en los dientes anteriores maxilares. En este estudio sobre 50 pacientes en el que evaluaron la posición del cenit gingival de los dientes antero-superiores sobre modelos de escayola, no encontraron localizado ningún cenit mesialmente al eje axial del diente. En el caso de los caninos, encontraron que el 84% de los casos el cenit coincidía con el eje axial del diente y en el 92% de los casos con el eje axial de la corona. El 16% presentaba el cenit desplazado distalmente al eje axial del diente. En el caso del incisivo lateral, el 28% de los casos el cenit coincidía con el eje axial del diente y en el 32% con el eje axial de la corona, mientras que el 72% esta desplazado distalmente. En el incisivo central, en ningún caso el cenit coincidía con el eje axial del diente y solo el 8% coincidía con el eje de la corona, en el 100% de los casos el cenit estaba desplazado distalmente al eje axial del diente.

Generalmente se ha descrito que la posición del cenit gingival de los incisivos centrales y de los caninos están a la misma altura, mientras que el cenit gingival del incisivo

lateral esta más hacia coronal con respecto a estos dos. En el estudio de *Mattos y Santana*³⁵ llegaron a la conclusión de que el 70% de la población presentaba la relación descrita anteriormente, mientras que un 30% presentaba la altura de los tres cenit gingivales al mismo nivel.

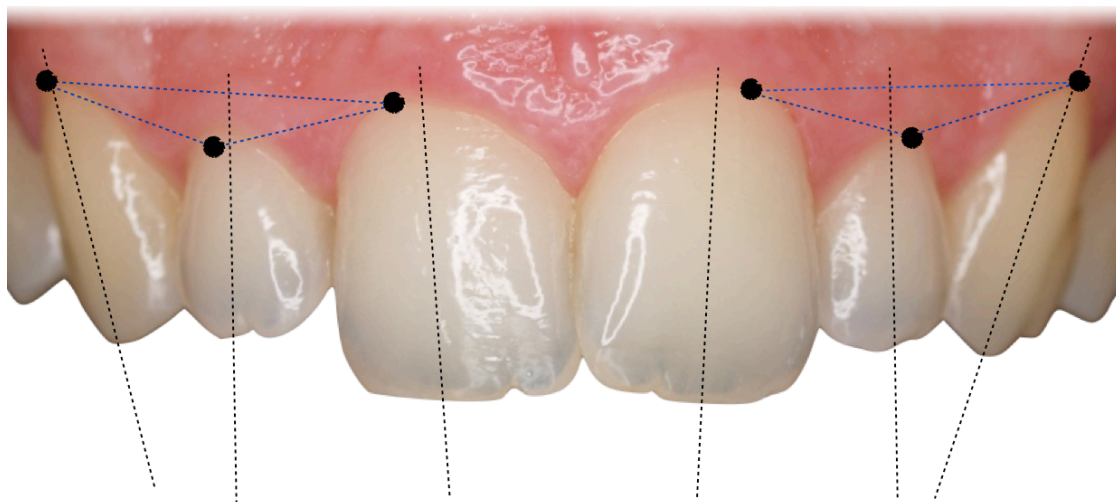


Fig 6. Análisis estético de los dientes anterosuperiores de un caso, donde la paciente tiene los cenit gingivales de los caninos coincidente con el eje axial del diente, el cenit de los incisivos laterales desplazados distalmente, al igual que en el caso de los incisivos centrales. Se puede apreciar como ambos incisivos laterales presentan la posición del cenit más hacia coronal que los incisivos centrales y los caninos.

Aunque puede existir una cierta variabilidad entre diferentes individuos en la localización de este punto anatómico, es un factor a tener en cuenta en la estética de los tejidos blandos y cuando realizamos nuestras restauraciones sobre implantes unitarios en el sector anterior, debemos intentar conseguir una localización apical en el margen vestibular de los tejidos blandos similar a la que encontramos en el diente natural contralateral.

En gran número de casos la obtención de un buen resultado en la estética de los tejidos blandos alrededor de nuestra restauraciones, depende en gran medida del trabajo que realice en el modelado de tejidos mediante el uso de diferentes prótesis provisionales.



1.2.3.5 El color de los tejidos periimplantarios

El color de la mucosa periimplantaria es otro de los factores que se tiene en cuenta en la estética de las rehabilitaciones sobre implantes en el sector anterior. Los índices *PES (Pink Esthetic Score)*³⁶ e *Implant Crown Aesthetic Index (ICAI)*³⁷, incluyen como parámetro este factor. El color de los tejidos blandos alrededor de los implantes ha sido estudiado ampliamente en la literatura científica^{38,39}, mediante el uso de diferentes materiales que permitieran obtener unas propiedades ópticas similares a las que tiene la encía de los dientes naturales. *Jung y cols*³⁸ mediante el uso de un espectrofotómetro estudiaron la apariencia de los tejidos blandos alrededor de los implantes, comparándolo con el aspecto de los tejidos blandos alrededor de los dientes naturales, utilizando para rehabilitar los implantes, pilares de titanio o sobrecolados en oro con coronas de metal-cerámica en el grupo control y pilares de alúmina restaurados con restauraciones totalmente cerámicas en el grupo de estudio. Calcularon las diferencias de color mediante la función ΔE , obteniendo como resultado que las restauraciones totalmente cerámicas lograban una apariencia mas similar a la encía del diente contralateral.

Uno de los principales problemas que existe con los pilares metálicos, es que generalmente pueden producir un aspecto antiestético de color grisáceo a nivel de la mucosa. Este problema se ha relacionado con el grosor de la mucosa periimplantaria. *Jung y cols*³⁸ determinaron que cuando utilizamos pilares metálicos y existe una mucosa con un grosor inferior a 2mm, tenemos una alta posibilidad de obtener una zona a nivel cervical con un aspecto grisáceo. Por otro lado *Bressan y cols*³⁹ en otro estudio utilizando un espectrofotómetro y comparando pilares cerámicos, de titanio y de nitrato de titanio con color dorado, llegaron a la conclusión de que el pilar cerámico ofrecía un aspecto más similar a la encía y que independientemente del grosor de la mucosa periimplantaria, ofrecía mejores resultados que los pilares de titanio.



Fig 7. Todos los estudios acerca del color de la mucosa periimplantaria utilizan un espectrofotómetro y obtienen unos valores numéricos que permiten comparar el color de estos tejidos con el color de la encía natural.

Podemos decir que parece por lo tanto, que el color que tengan los materiales para la fabricación de un pilar o de la supraestructura protésica, juega un papel fundamental en la “estética rosa” de nuestras restauraciones sobre implantes, por lo que parece que los materiales cerámicos no solo nos ayudan a mimetizar las características ópticas del diente natural en nuestras coronas protésicas, sino que también nos ayudan a mejorar la apreciación óptica de los tejidos blandos, cuando los utilizamos para la confección de pilares para prótesis sobre implantes, como los que estudiamos en esta investigación.

1.3 MATERIALES CERÁMICOS EN ODONTOLOGÍA

Se consideran materiales cerámicos todos aquellos productos constituidos por compuestos inorgánicos no metálicos⁴⁰. En este sentido la definición incluye a los materiales cerámicos propiamente dichos, los vidrios, los yesos y los cementos poliméricos.

La norma ISO/TR 10993-9 (1994)⁴¹ define una biocerámica como un **“material cerámico diseñado para lograr un comportamiento fisiológico específico al**



ser usado en la construcción de prótesis u órganos artificiales internos”.

Las biocerámicas pueden provocar reacciones distintas en el organismo al ser incorporadas en él y se dividen en:

1. *Bioactivas*: Este tipo de cerámicas se caracterizan por que se unen al hueso directamente sin formación de tejido conectivo entre medias. Dentro de este grupo están los denominados biovidrios o vitrocerámicas bioactivas.
2. *Biodegradables*: Son biomateriales cerámicos que al ser implantados se disuelven y con el tiempo son sustituidos por el tejido natural.
3. *Bioinertes*: Son aquellas cerámicas estables que no reaccionan apreciablemente con el medio al ser implantadas.

En este último grupo se encuadran los tipos de cerámicas que utilizamos en la confección de prótesis dental

Es importante recalcar que aunque cerámica y porcelana se usan como sinónimos, se debe especificar las diferencias desde un punto de vista técnico.

El término cerámica se refiere a aquellos materiales de naturaleza inorgánica o mineral no metálicos, que son procesados mediante calor, mientras que las porcelanas son cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas seleccionadas, que una vez cocidas tienen mejores propiedades mecánicas así como un excelente acabado superficial

42,43

La composición base de toda cerámica está constituida por cuarzo, feldespato y caolín. Las porcelanas están compuestas por una fase vítrea y por una fase cristalina. La primera presenta una distribución amorfa, similar a la que presenta el vidrio común. La fase cristalina tiene una distribución geométrica y ordenada que le confiere a la porcelana las propiedades mecánicas y ópticas.



1.3.1 Clasificación de las cerámicas

Existen muchos tipos de cerámicas en el ámbito odontológico, por lo que estas cerámicas se agrupan y clasifican en función de tres criterios:

- Temperatura de sinterización
- Composición química
- Técnica de confección

1.3.1.1 Temperatura de sinterización

El concepto de sinterización es distinto al de fusión. La temperatura de fusión solamente se alcanza durante el proceso industrial de la obtención de los polvos cerámicos, en cambio el sinterizado es el procedimiento por el que esos polvos cerámicos, previamente compactados y sometidos tanto a alta presión como alta temperatura quedan unidos superficialmente. Esta temperatura a la que se someten los polvos cerámicos, siempre será inferior a la de fusión. Según la temperatura de sinterización podemos clasificar a las cerámicas en cuatro grupos:

- Alta sinterización, por encima de los 1300 °C
- Media sinterización, entre 1050 y 1300 °C
- Baja sinterización, entre 850 y 1050 °C
- Muy baja sinterización, por debajo de los 850 °C

1.3.1.2 Composición química

La composición química de las cerámicas es importante, debido a que las distintas composiciones modifican ciertas propiedades, como por ejemplo la translucidez o la resistencia. Dentro de las cerámicas que utilizamos en odontología, tenemos tres grandes grupos, según su composición química:



- a. Cerámicas feldespáticas: que se dividen en convencionales y de alta resistencia.
- b. Cerámicas aluminosas: que se dividen en convencionales y de alta resistencia
- c. Cerámicas Circoniosas

a. Cerámicas Feldespáticas

Las cerámicas feldespáticas están compuestas por un porcentaje de óxido de sílice (SiO_2) que oscila normalmente entre el 46% y el 66% y de óxido de aluminio (Al_2O_3) entre el 11% y el 17%⁴⁴.

Convencionales:

Solamente son utilizadas como material de recubrimiento estético, debido a la baja resistencia mecánica que tienen. Se obtienen al aumentar la proporción de feldespato y reducir la de caolín. Dentro de estas cerámicas existen muchas marcas comerciales de las que caben destacar:

- Vintaje[®] (3M ESPE[®], St.Paul MN, EEUU): 59% SiO_2 , 17% de Al_2O_3
- Duracem[®] (Degudent[®], Hanau, Alemania): 64% de SiO_2 , 13% Al_2O_3
- Vivodent PE[®] (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein): 66% de SiO_2 , 13% Al_2O_3
- IPS Classic[®] (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein): 60% de SiO_2 , 13% Al_2O_3
- Ceramco[®] (Dentsply[®], Konstanz, Alemania): 55% de SiO_2 , 11% de Al_2O_3 .

Alta resistencia:

Este tipo de cerámicas feldespáticas se diferencian de las convencionales en que las propiedades mecánicas que poseen están mejoradas al incorporar una serie de sustancias a su composición. Los principales sistemas cerámicos que encontramos en este grupo serían:



- Optec-HSP[®] (Jeneric[®], Wallingford CT, EEUU): 62% de SiO₂, 16% de Al₂O₃. La resistencia de este sistema es debida a la dispersión de microcristales de leucita repartidos de manera uniforme por la matriz vítrea⁴⁵.
- IPS Empress I[®] (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein): 63% de SiO₂, 18% de Al₂O₃. Obtiene su resistencia al incorporar Leucita en la fase cristalina, así como también gracias al tratamiento térmico que se produce en la inyección por presión⁴⁶.
- IPS Empress II[®] (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein): 57-80% de SiO₂, 11-19% de LiO₂, 0,5% de Al₂O₃. Este tipo de cerámica feldespática de alta resistencia apareció por primera vez en mercado en el año 1998. Se diferencia con respecto a la anterior, en que las propiedades de este tipo de cerámica son superiores al introducir en su composición el disilicato de litio, aumenta la resistencia a la fractura, haciendo que este tipo de cerámicas puedan utilizarse para la confección de coronas y puentes en el sector anterior y a nivel de premolares⁴⁷, así como también se están empleando en la confección de puentes de 3 piezas en el sector posterior⁴⁸.
- IPS e.max[®] Press/CAD (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein): Estos dos sistemas, se caracterizan por presentar en su composición disilicato de litio, pero presentan con respecto al sistema anterior una mayor homogeneidad de la estructura cristalina, aumentando la resistencia. Ambos sistemas son objeto de estudio en esta investigación.
- Mirage II[®] Fiber (Myron[®] Int, Kansas city KS, EEUU): Solamente se utiliza para la confección del núcleo interno al igual que ocurre en IPS Empress II[®]. La resistencia de la cerámica se consigue mediante fibras de zircona que están dispersas en la estructura interna⁴⁹.
- Finnese[®] All Ceramic (Dentsply[®], Konstanz, Alemania): Se encuentra dentro del grupo de cerámicas feldespáticas reforzadas con cristales de Leucita⁵⁰.

- Fortress (Myron® Int, Kansas city KS, EEUU): Este tipo de cerámica presenta las mismas características que la anterior.



Fig 8. Caso clínico en el que se han utilizado coronas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio para la rehabilitación protésica de un implante en posición 34 y para el diente pilar 35.

b. Aluminosas

Este tipo de cerámicas se caracteriza por un aumento de la resistencia mecánica a costa de aumentar el porcentaje de alúmina que puede alcanzar niveles de entre un 40% y un 90% en su composición, sin embargo si el porcentaje de alúmina es superior al 50%, disminuye la translucidez de la cerámica, volviéndose muy opaca.

La alúmina se obtiene mediante el proceso "Bayer" a partir de bauxitas, sometiéndola posteriormente a un proceso de purificación, a un tratamiento térmico para obtener la fase $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ y moliéndola hasta tamaños inferiores a las $0,3\ \mu\text{m}^{51}$. A partir de estos polvos de alta pureza se obtienen las piezas de alúmina mediante técnicas de prensado, generalmente isostático en frío y sinterización posterior entre 1600 y 1700 °C. En la actualidad también se obtienen mediante técnicas de prensado isostático en caliente (HIP).



Convencionales:

Presentan un contenido de alúmina del 20% al 40%. Este tipo de cerámicas son usadas exclusivamente en el recubrimiento estético de los núcleos de cerámica aluminosa de alta resistencia^{52,53}. Tenemos en este grupo:

- Vitadur[®] N (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- AllCeram[®] (Ducera[®], Hanau, Alemania)
- Vitadur[®] Alfa (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- VM7[®] (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- Cerabien[®] (Noritake[®], Tokyo, Japón)

En los últimos años la industria ha desarrollado nuevos tipos de cerámicas aluminosas con el fin de recubrir núcleos cerámicos de óxido de zirconio. Este tipo de cerámicas, presentan un coeficiente de expansión térmica más alto, que las hace más compatibles con la circonita⁵⁴⁻⁵⁶. Podemos destacar los siguientes sistemas:

- Cercon[®] S (Degudent[®], Hanau, Alemania)
- Ceramic D[®] (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- VM9[®] (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)

Alta resistencia:

Presentan entre un 60% y un 99% de óxido de alúmina en su composición, consiguiendo aumentar los niveles de resistencia hasta los 700 Mpa, por eso este tipo de cerámicas no solamente están indicadas clínicamente para confección de coronas, sino que también tienen su indicación en la fabricación de puentes⁴⁸. Podemos destacar:

- In-Ceram[®] Alumina (Vita[®], Bad Sacking, Alemania): Presenta un 85% de óxido de aluminio en su composición en forma de grano fino, infiltrado con polvo de



vidrio. Esta indicada en la fabricación de coronas individuales y puentes en el sector anterior ^{49,50}.

- In-Ceram® Spinell (Vita®, Bad Sacking, Alemania): Este sistema cerámico incorpora óxido de magnesio (28%), que junto al óxido de aluminio (72%), forma un compuesto conocido como Espinela ($Mg Al_2O_4$), que le confiere una mayor estética, debido a que este sistema es más translucido que otros sistemas aluminosos de alta resistencia. Ese aumento en las cualidades estéticas, hace también que este tipo de cerámica sea menos resistente (alrededor de un 25% menos), por lo que clínicamente, sólo está indicado para la resolución de casos con coronas individuales en el sector anterior ⁵⁷.
- In-Ceram® Zirconia (Vita®, Bad Sacking, Alemania): Este sistema cerámico presenta en su composición la combinación de óxido de aluminio (67%) y de zircona (33%); esta combinación le otorga a este sistema una elevada resistencia, la zircona de su composición aumenta de manera significativa la tenacidad y la tensión de la cerámica aluminosa, por lo que esta cerámica puede ser utilizada en la realización de puentes en los sectores posteriores ^{58,59}.
- Procera® Alúmina (Nobel Biocare®, Gotemburgo, Suecia): Presenta un núcleo de óxido de aluminio al 99,9% altamente sinterizado a una temperatura de 1150 °C, lo que produce la compactación del material, haciendo desaparecer los espacios entre los cristales de alúmina, y dándole a esta cerámica una alta resistencia mecánica. Sus indicaciones clínicas son amplias, pudiendo ser un sistema de elección para coronas y puentes de 3 piezas, tanto en sectores anteriores, como en sectores posteriores ⁶⁰⁻⁶³.



c. Cerámicas Circoniosas

Dentro de los distintos grupos de cerámicas dentales, las cerámicas de dióxido de zirconio o también llamada zircona, es uno de los materiales más novedosos empleados a nivel dental y uno de los más estudiados. El zirconio que se encuentra englobado dentro del grupo de los metales en la tabla periódica de elementos, goza de unas características especiales en cuanto a resistencia y comportamiento óptico se refiere.

El dióxido de zirconio es un compuesto químico de iones metálicos de Zr^{4+} y de un ión óxido O^{2-} . El resultado es un compuesto oxídico de carácter iónico, que a pesar del ión metálico de zirconio, no pertenece al grupo de los metales, sino que pertenece al grupo de sustancias inorgánicas no metálicas, considerándose por tanto como una cerámica de óxido con grano fino y que posee una estructura policristalina.

La zircona se ha consolidado en los últimos años como la cerámica de alta resistencia más empleada en odontología, debido a que tiene una mayor resistencia a la fractura, mayor tensión umbral y menor módulo de elasticidad, que por ejemplo las cerámicas aluminosas.

El dióxido de circonio puro se obtiene a partir de arenas de zircon ($ZrSiO_4$) o de badeleyita (ZrO_2) mediante procesos por vía química de cloración y descomposición térmica, de descomposición alcalina o de fusión con cal o mediante descomposición por plasma⁶⁴.

La zircona existe en tres formas cristalinas diferentes^{65,66}: monoclinica (desde temperatura ambiente hasta 1173 °C), tetragonal (desde 1173 °C hasta 2370 °C) y cúbica (desde 2370 °C hasta la temperatura de fusión que está en 2690 °C). La transición monoclinica a tetragonal y viceversa es totalmente martensítica y por lo tanto totalmente reversible al enfriar o calentar el material a través de la temperatura de transición (1173 °C).

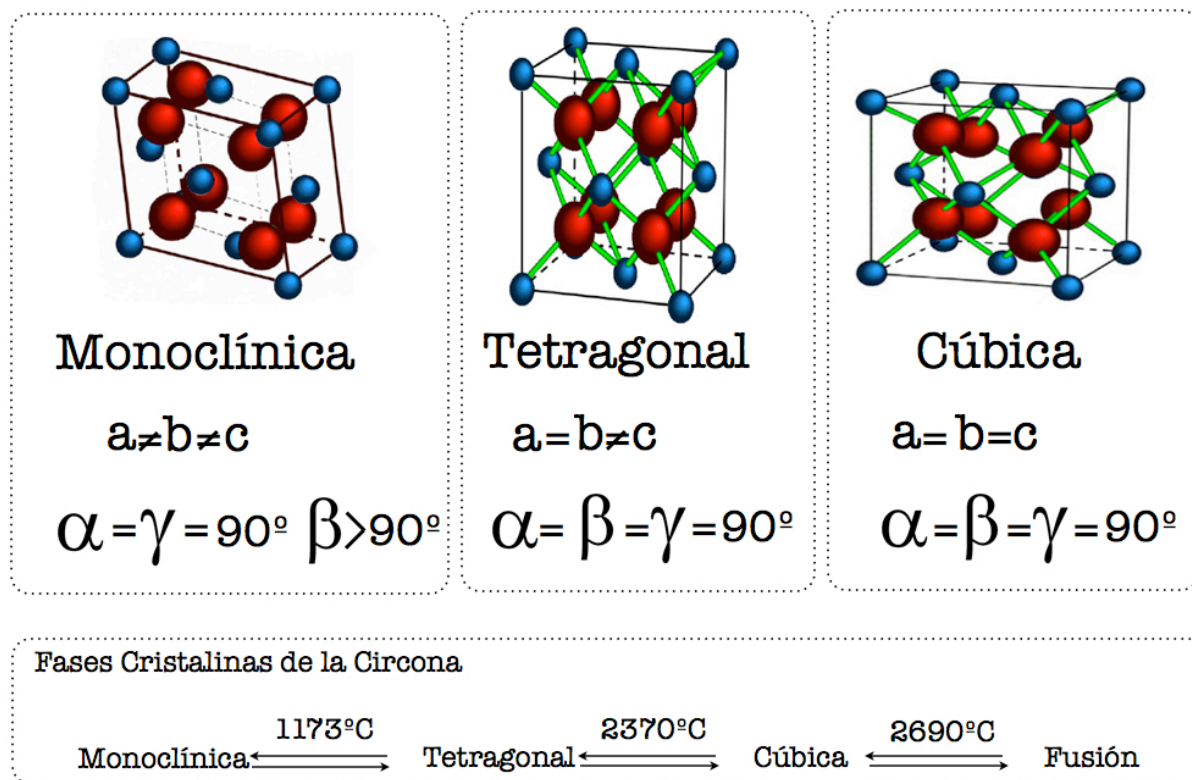


Fig 9. Esquema con las fases cristalinas de la circonita

Uno de los requisitos indispensables para que la circonita tenga mayor tenacidad, es conseguir estabilizarla en fase tetragonal a temperatura ambiente. Este requisito se consigue añadiendo una serie de óxidos metálicos que metaestabilizan a la circonita en fase tetragonal y cúbica a temperatura ambiente. Algunos de los óxidos metálicos que se añaden a la circonita para estabilizar la fase tetragonal y/ o cúbica son: óxido de magnesio (MgO), óxido de itrio (Y_2O_3), óxido de calcio (CaO), y óxido de cerio (Ce_2O_3), entre otros⁶⁷⁻⁷⁰. En el momento actual las circonitas utilizadas en nuestro campo están parcialmente estabilizadas con óxido de itrio, aunque empiezan a aparecer publicaciones en las que se utiliza el óxido de cerio como agente estabilizante⁷¹⁻⁷³.

La circonita tetragonal policristalina TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal) es un material con casi el 100 % de fase tetragonal y esta estabilizada por adición de itria o ceria. Los tamaños de granos de las cerámicas TZP están típicamente dentro del intervalo 0.2-1 μm . Estas cerámicas se designan generalmente con el prefijo Ce- o CeO_2 - para denotar estabilización por ceria, o Y- o Y_2O_3 - para denotar estabilización por itria. Se añade delante

del nombre un número que es la proporción de estabilizante: por ejemplo, 2.5YTZP representa una circonita estabilizada por 2.5 % molar de itria. Las Y-TZP tienen típicamente una alta resistencia a la fractura y valores de tenacidad relativamente altos.

Los materiales de circonita Y-TZP que encontramos a nivel comercial contienen entre 1,75 y 3,5 % molar de itria. Las temperaturas de sinterización se encuentran comprendidas entre 1400 y 1500 °C, esto permite obtener unas cerámicas de grano muy fino que tienen una alta resistencia mecánica.

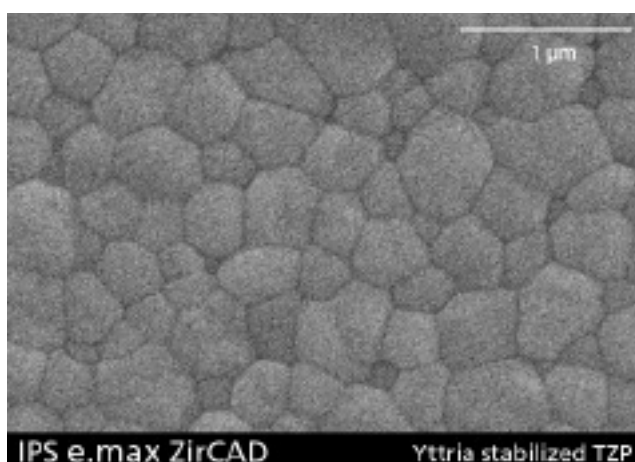


Fig 10. Imagen de microscopía electrónica de barrido de los granos de circonita del sistema IPS e.max ZirCAD

La morfología de los granos cambia en función de la cantidad de fase vítrea intergranular. Esta fase vítrea se encuentra siempre en los bordes de los granos, que siempre son ricos en Y_2O_3 . Esta fase presenta algunas ventajas en la etapa de densificación, proporcionando un medio idóneo para el transporte y la rápida homogeneización química y por otra parte limita el crecimiento de grano. Además, puede evitar la formación de microfisuras de origen térmico. Es una fase blanda y puede acomodar las anisotropías de las expansiones térmicas en la etapa de enfriamiento, reduciendo las tensiones residuales. Sin embargo, al aumentar el contenido de esta fase vítrea intergranular se reduce la tenacidad.

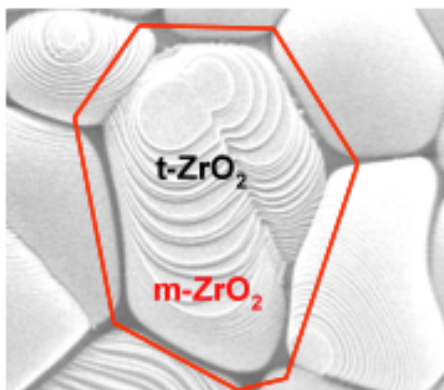


Fig 11. Fases cristalinas de la circonia Tetragonal y Monoclínica.

El fenómeno que conocemos como ***"transformación resistente o martensítica"***, es una de las características de este tipo de cerámicas, que fue descrita por Garvie y cols⁷⁴ en 1975. Mediante la transformación martensítica, una circonia estabilizada tiene la capacidad de frenar el progreso de una grieta dentro del material ya que el aumento de volumen producido por la transformación ($\sim 4\%$)⁷⁴ genera tensiones de compresión entre los granos disminuyendo así el factor de intensidad de tensiones KI en la grieta. Esta propiedad le confiere a este tipo de cerámicas valores de resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 Mpa⁷⁵.

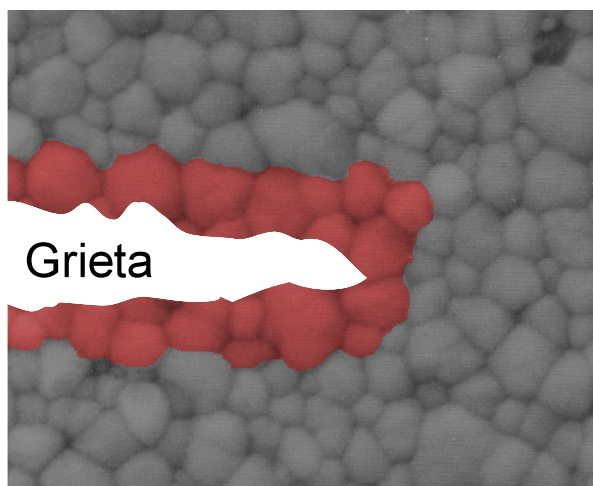


Fig 12. Esquema sobre la transformación de fase de la circonita ante la progresión de una grieta, donde se produce una transformación de fase cristalina de tetragonal a monoclinica, con el aumento del tamaño de los granos.

Estas cerámicas circoniosas son muy opacas, por lo que a nivel dental se utilizan en la confección de los núcleos internos de las restauraciones⁷⁶, aditamentos protésicos para implantes, brackets estéticos⁷⁷ y en este momento se está empezando a plantear su uso en la fabricación de implantes dentales y en la confección de coronas y estructuras implantoportadas monolíticas^{78,79}. Algunos de los sistemas cerámicos circoniosos más conocidos para la fabricación de estructuras protésicas para prótesis fijas son los siguientes:

- Lava[®] all ceramic system (3M ESPE[®], St.Paul MN, EEUU)
- Cercon[®] (Degussa[®], Alemania)
- Procera[®] all-zirkon (Noble Biocare[®], Gotemburgo, Suecia)
- In-Ceram[®] YZ (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- Dc-Zircon[®] (DCS[®], Allschwil, Suiza)
- IPS e.max[®] ZirCAD (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein)



Fig 13. Coronas del sistema Lava®, en casos estéticos del sector anterior.

1.3.1.3 Técnica de confección

La técnica de confección por la cual fabricamos nuestras prótesis, es otro de los parámetros que utilizamos para clasificar las cerámicas de uso dental. Según este criterio encontramos tres grupos:

- Aquellas restauraciones cerámicas que están fabricadas por la ***“Técnica de condensación”***.
- Mediante la ***Técnica de sustitución a la cera perdida***.
- O por ***“Técnicas de procesamiento por ordenador”*** o popularmente conocidas como ***“Técnicas CAD-CAM”***.

a. Técnicas de condensación.

En esta técnica se engloba a aquellas cerámicas que necesitan de una condensación previa a la fase de cocción. La preparación se realiza añadiendo agua destilada o líquido aglomerante al polvo, con lo que obtiene una masa plástica, a la que se le da la forma deseada antes de introducirla en el horno. Para lograr unos buenos resultados es necesario condensar adecuadamente el material, pudiendo hacerse de tres maneras distintas: por



espatulado, vibración o pincelado⁸⁰⁻⁸³. Existen diferentes técnicas de condensación, que se pueden agrupar en las siguientes:

1. Condensación sobre hoja de platino: En 1903 *Land* confeccionó las primeras coronas totalmente de cerámicas sobre una lámina de platino, *McLean* en 1976 modificó la técnica usando una lámina de platino recubierta de óxido de estaño⁸⁴.
2. Condensación sobre cofias metálicas: Esta técnica muy desarrollada en la actualidad, fue ideada en 1956 cuando se logró la unión química entre oro y porcelana. En la actualidad puede utilizarse sobre muchos tipos de aleaciones así como también sobre subestructuras cerámicas. Las cerámicas de recubrimiento utilizadas sobre las aleaciones o sobre las subestructuras cerámicas se diferencian por propiedades ópticas y su temperatura de cocción teniendo: cerámicas opacas, para dentina, para esmalte y para el glaseado.
3. Condensación sobre modelos de revestimiento: La realización es posible debido al gran avance de los materiales de revestimiento, que en la actualidad son capaces de soportar las temperaturas de cocción necesarias para la cerámica, sin sufrir alteraciones. Se obtiene un segundo modelo de trabajo duplicando el modelo maestro, sobre este modelo duplicado es sobre el que se condensa la cerámica. Una vez sinterizado se elimina el material refractario mediante chorreado y se coloca la prótesis sobre el modelo primario para llevar a cabo los retoques^{85,86}. Los sistemas cerámicos que encontramos para la fabricación de coronas a través de esta técnica serían los siguientes:

- In-Ceram® Alúmina (Vita®, Bad Sacking, Alemania)
- Optec®-HPS (Jeneric®, EEUU)
- In-Ceram® Spinell (Vita®, Bad Sacking Alemania)
- Mirage II® Fiber (Myron® Int, Kansas City KS, EEUU)
- In-Ceram® Zirconio (Vita®, Bad Sacking, Alemania)
- Fortress® (Myron® Int, Kansas City KS, EEUU)



b. Técnicas de sustitución a la cera perdida

Estas técnicas se basan en el modelado de un patrón de cera, que se transformará mediante técnicas de colado o de inyección a presión en una restauración cerámica completa o solamente en el núcleo interno. Tenemos dos tipos de técnicas:

1. Técnica de colado: En este grupo tenemos las vitrocerámicas. Este tipo de cerámicas tiene varias fases en su elaboración. Una primera fase en la que se obtiene un vidrio y una segunda fase en la que mediante un tratamiento térmico denominado ceramización, pasan de ser una masa amorfa a una cristalina, quedando alrededor de un 40% de fase residual de vidrio en la final, de aquí su nombre de Vitrocerámicas.

Tras encerar la corona o la cofia interna, se reviste el encerado en unos cilindros especiales con un adecuado material de revestimiento y se calcina la cera.

Se calienta el material hasta el punto de fusión para realizar el colado mediante una centrífuga. Tras obtener una copia igual al encerado original del patrón, se realiza el proceso de ceramización en el que se producirá el cambio estructural de la cerámica, realizándose dicho proceso a una temperatura inferior a la de fusión^{87,88}. Dentro de este grupo podemos destacar:

- Dicor[®] (Dentsply[®], Konstanz, Alemania)
- Cerapearl[®] (Kyocera[®], Japón)

2. Técnica de inyección por presión: En esta técnica como ocurría en el caso anterior se hace un calentamiento de la cerámica hasta lograr una consistencia fluida, pero el paso del material al cilindro se realiza por inyección a presión. Este procedimiento disminuye la microporosidad de la cerámica y proporciona a su vez una distribución de manera más uniforme de los cristales de la matriz, con lo que se consigue aumentar la resistencia de la cerámica⁸⁹⁻⁹³. Se deben destacar en este grupo:



- IPS Empress® I y II (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent®, Schaan, Liechtenstein)
- Finesse® All Ceramic (Dentsply®, Konstanz, Alemania)

c. Técnicas de procesamiento por ordenador (CAD/CAM)

Las técnicas de diseño y fabricación CAD/CAM (Computer Aid Design and Computer Aid Manufacturing) o técnicas asistidas por ordenador, tienen sus inicios en el año 1985 realizando en un primer momento incrustaciones y coronas unitarias. Posteriormente estas técnicas se han ido desarrollando y mejorando, teniendo hoy una gran importancia en nuestro campo^{94,95}. Estas técnicas intentan simplificar el trabajo protésico y conseguir un resultado más predecible, eliminando los errores que se generan con las técnicas tradicionales y a la vez consiguiendo un importante ahorro de tiempo en las fases de confección.

Las técnicas CAD/CAM constan de tres fases:

1. Digitalización: En esta primera fase se realiza un escaneado tridimensional de la preparación ya sea sobre un modelo de trabajo o de manera intraoral directa sin necesidad de la realización de una toma de impresión convencional⁹⁶. Este procedimiento de digitalización puede ser utilizado para la fabricación de prótesis dentosoportada y para la fabricación de prótesis fija sobre implantes.
2. Diseño CAD: Los datos obtenidos en la primera fase son transferidos a un ordenador, donde mediante la utilización de software especializado, se determina donde está la línea de terminación de la preparación y se realiza un diseño de la restauración.



3. Mecanizado: Una vez obtenido el diseño de la restauración, una unidad de fresado recibe la información y a partir de ese momento realiza el mecanizado de la estructura diseñada. Si hablamos en concreto de las restauraciones fabricadas en zircona, el mecanizado de la estructura puede realizarse a partir de bloques cerámicos ya sinterizados, o a partir de un bloque de zircona presinterizada que esta compuesta por polvo cerámico de zircona, a lo cual denominamos mecanizado “en verde” y que posteriormente tiene que pasar por un proceso térmico para su sinterización final. En estos bloques cerámicos presinterizados, el sistema mecaniza la estructura sobredimensionada, debido a que en el proceso térmico sufre una reducción de volumen⁹⁷.

Por los datos existentes en la literatura científica, las estructuras mecanizadas a partir de un bloque sinterizado, presentan un mayor ajuste, al no producirse ninguna contracción, pero presentan una serie de desventajas, como es el mayor desgaste de las fresas utilizadas para su confección, así como también pueden producirse un mayor número de microfracturas que podrían comprometer la resistencia mecánica de las restauraciones ⁹⁸⁻¹⁰¹

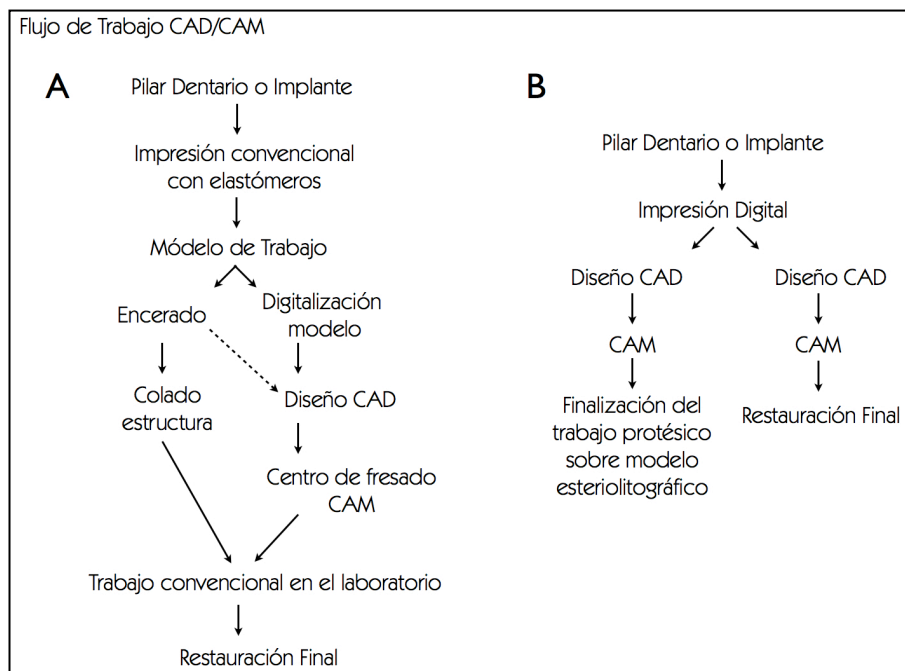


Fig 14. Diferencias entre el flujo de trabajo convencional y el flujo de trabajo con un sistema CAD/CAM. B. Flujo de trabajo CAD/CAM con las nuevos escáneres de impresión intraoral, pudiendo utilizar un modelo estereolitográfico para la finalización de la prótesis u obtener la restauración definitiva sin un modelo real, siendo esto posible con los sistemas de restauración monolíticos.

Entre los sistemas cerámicos existentes que usan este tipo de tecnología encontramos los siguientes:

- IPS e.max[®] CAD (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max[®] ZirCad (Ivoclar Vivadent[®], Schaan, Liechtenstein)
- Celay[®] (Mikrona[®], Spreitenbach, Suiza)
- Lava[®] All Ceramic System (3M espe[®], St.Paul MN, EEUU)
- Procera[®] Alumina (Nobel Biocare[®], Gotemburgo, Suecia)
- Procera[®] All-Zirkon (Nobel Biocare[®], Gotemburgo, Suecia)
- In-Ceram[®] YZ (Vita[®], Bad Sacking, Alemania)
- Dc-Zircon[®] (DCS[®], Allschwil, Suiza)
- Cercon[®] (Dentsply-Degussa[®], Konstanz, Alemania)
- DCS[®] (DCS[®], Allschwil, Suiza)
- Everest[®] (Kavo[®], Biberach, Alemania)
- Zeno[®] (Wieland[®], Pforzheim, Alemania)

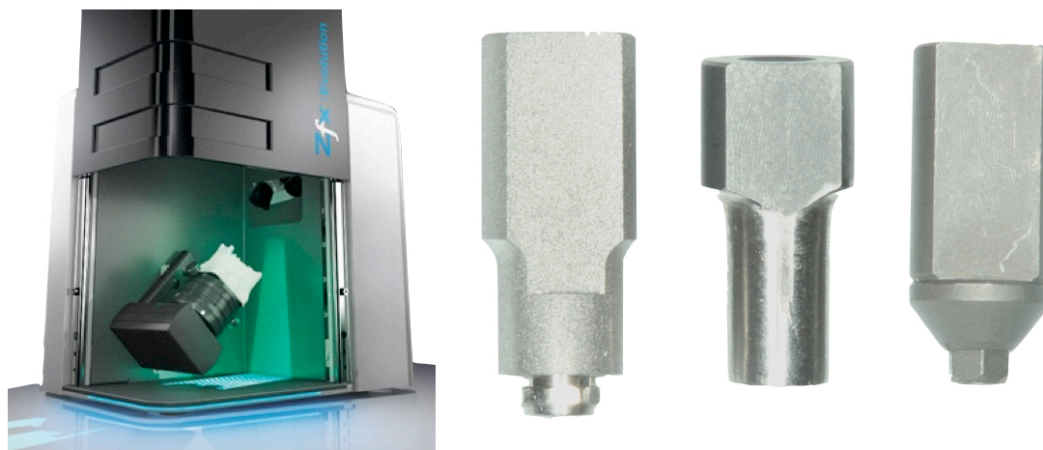


Fig 15. Las técnicas CAD/CAM también son aplicadas para la fabricación de prótesis cerámicas sobre implantes. Para localizar la posición de los implantes en un escáner extraoral, se utilizan unos aditamentos especiales denominados "Scanbodies".



Fig 16. Actualmente la digitalización de los datos en un procedimiento CAD/CAM para la confección de prótesis totalmente cerámicas puede realizarse mediante un escáner intraoral, sin el empleo de las técnicas de impresión convencionales.

En el momento actual a través de las tecnologías CAD-CAM, podemos obtener el núcleo de la restauración que posteriormente será recubierto manualmente con una cerámica feldespática o podemos obtener lo que denominamos como coronas monolíticas, que son uno de los tipos de coronas estudiadas en esta investigación y que son procesadas a través de esta tecnología CAD/CAM con su forma anatómica final^{102,103}.

El sistema de coronas de IPS e.max[®] CAD, utilizadas en esta investigación, son uno de los principales sistemas de prótesis fijas monolíticas existentes en este momento. También podemos encontrar coronas monolíticas fabricadas en una cerámica feldespática de alta resistencia reforzada con leucita del sistema ProCAD[®] y en este momento es posible fresar bloques con una matriz de PMMA y un relleno de circonita pertenecientes al sistema Lava[®] Ultimate¹⁰⁴.



Fig 17. Bloque de Lava[®] Ultimate

Este tipo de coronas mediante esta técnica de confección, pueden ser más resistentes que otras coronas fabricadas con el mismo tipo de material, así como también este tipo de confección puede disminuir las fracturas de tipo cohesivo, conocidas como “Chipping”, que se observan en otros tipos de restauraciones totalmente cerámicas¹⁰⁵.



1.4 CEMENTOS DENTALES PARA RESTAURACIONES TOTALMENTE CERÁMICAS SOBRE IMPLANTES.

Los cementos dentales para el cementado de prótesis fija tienen como objetivo aumentar la retención de la corona sobre el pilar, así como al mismo tiempo lograr un adecuado sellado marginal^{106,107}. También hay que tener en cuenta que el tipo de cemento que empleemos para cementar nuestra restauración influye en el comportamiento mecánico de la misma, en el tipo de fallo catastrófico que puede llegar a ocurrir y en la resistencia final de la restauración¹⁰⁸.

Aunque existe en la literatura científica poca información acerca del comportamiento mecánico de este tipo de restauraciones sobre implantes utilizando diferentes tipos de cementos, se han utilizado una amplia gama de agentes cementantes, que van desde cementos provisionales, hasta cementos definitivos de oxifosfato de zinc o de resina.

Los cementos provisionales, como por ejemplo los cementos a base de poliuretano, se utilizan comúnmente en prótesis sobre implantes, para poder retirar la corona protésica de una manera sencilla y atraumática. El uso de este tipo de cementos está contraindicado en casos de pilares cortos, debido a su baja capacidad de retención. *Lim y cols*¹⁰⁹ en un estudio in Vitro en el que se utilizaron diferentes cementos para cementar coronas totalmente cerámicas sobre pilares de titanio, observaron como la resistencia de las coronas cerámicas con este tipo de cementos era superior (1116 N/cm²) frente a la resistencia ofrecida por otros cementos provisionales a base de óxido de zinc (741,6 N/cm²).

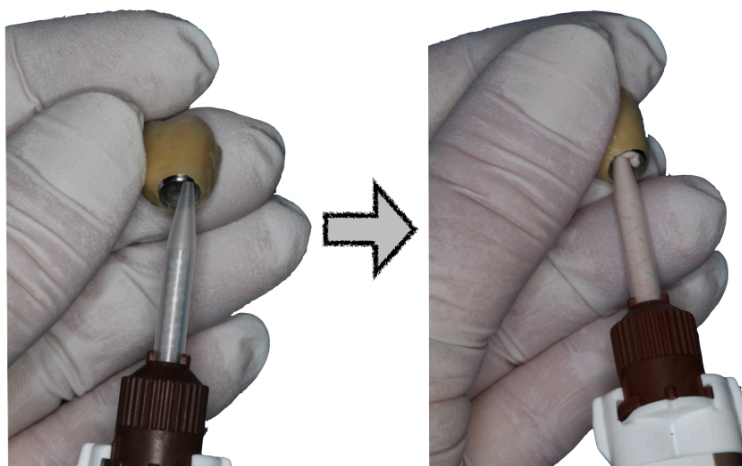


Fig 18. Imagen en la que se está utilizando un cemento de poliuretano para el cementado de una corona sobre un pilar de un implante.

Otra de las opciones que tenemos para el cementado de las coronas protésicas sobre implantes es el uso de cementos de resina. Este tipo de cementos se han propuesto para el cementado de rehabilitaciones estéticas con restauraciones totalmente cerámicas, no sólo por lograr una mejora estética significativa frente a otros agentes cementantes, sino que también parece que estos cementos de resina mejoran la resistencia a la fractura de estas restauraciones cuando son cementadas sobre pilares dentales¹⁰⁸. Aunque no existe mucha información en la literatura científica acerca de cómo pueden mejorar estos cementos de resina las propiedades mecánicas de las cerámicas dentales sobre pilares de implantes, *Lim y cols*¹⁰⁹, encontraron que la resistencia a la fractura de estas restauraciones totalmente cerámicas sobre pilares de titanio, era mayor cuando se utilizaban estos cementos frente a cementos provisionales de poliuretano o de óxido de zinc-eugenol.

En cuanto a la retención de la corona sobre el pilar implantario, parece que estos cementos de resina logran mejores resultados. *Pan y cols*¹¹⁰ en un estudio en el que compararon la retención de coronas totalmente cerámicas sobre pilares de implantes utilizando dos tipos de cementos de resina, cemento de oxifosfato de zinc, cementos de policarboxilato, cementos de vidrio iónomero y cementos de óxido de zinc-eugenol, comprobaron como los dos cementos de resina utilizados en este estudio mostraban una mayor retención (resultados entre 1.762 Mpa y 1.679 Mpa) que los cementos

convencionales (1.925 Mpa - 0.274 Mpa). Con los datos existentes en la literatura científica, el uso de los cementos de resina parece el más indicado para este tipo de restauraciones implantoportadas cementadas totalmente cerámicas.

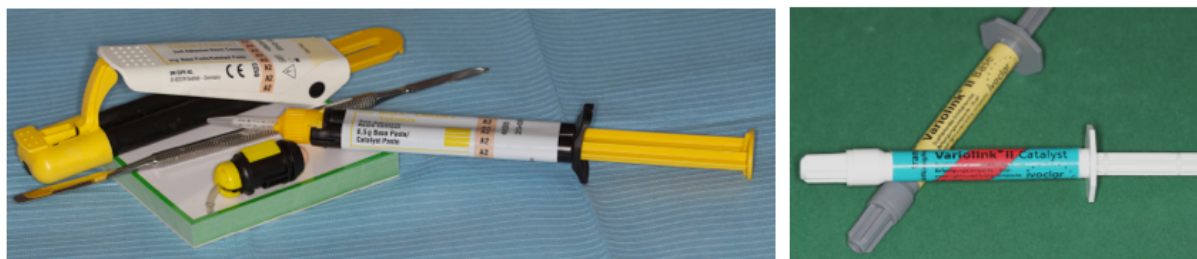


Fig 19. Ejemplos de algunos cementos de resina de polimerización dual y fotopolimerizables

1.5 PILARES IMPLANTOPROTÉSICOS

La utilización de implantes osteointegrados para llevar a cabo la rehabilitación protésica de pacientes totalmente desdentados y parcialmente desdentados, ha demostrado unos índices de supervivencia clínica elevados y se ha convertido en un tratamiento estándar en la clínica. En el caso del sector anterior, la utilización de implantes se ha convertido en una opción de primera elección, en general, frente a la utilización de otros tratamientos como las prótesis parciales fijas dentosoportadas de recubrimiento total o los puentes adhesivos tipo Maryland¹¹¹.

Los pilares implantoprotésicos que normalmente utilizamos en la clínica, son fabricados en materiales metálicos como el titanio. El titanio presenta unas buenas propiedades mecánicas y una buena biocompatibilidad. Los estudios clínicos han demostrado una adecuada supervivencia clínica de los pilares metálicos. *Andersson y cols*¹¹² informan que este tipo de pilares metálicos fabricados en titanio tienen una excelente supervivencia clínica y presentan muy pocas complicaciones, siendo la más frecuente el aflojamiento del tornillo de sujeción del pilar.

Aunque este tipo de pilares han sido el “gold estándar” en la rehabilitación protésica sobre implantes, en la actualidad, debido a los altos requerimientos estéticos de los

pacientes el uso de este tipo de pilares esta en controversia. Cuando tenemos que realizar una restauración sobre implantes en el sector anterior, en un paciente con una sonrisa que expone gran cantidad de los tejidos blandos y presenta una mucosa periimplantaria fina, es frecuente la aparición de una coloración grisácea a nivel del tejido blando, que da lugar a un resultado antiestético, por lo que este tipo de pilares tienen ante estas situaciones clínicas una gran limitación estética^{113,114}.



Fig 20. Pilares metálicos para la resolución de un caso clínico con la ausencia del 46 y 47. En la actualidad los pilares metálicos siguen siendo la principal opción de tratamiento para la resolución de casos en el sector posterior y el sector anterior.

Debido a las limitaciones estéticas de los pilares metálicos, en los últimos años se han empezado a utilizar los materiales cerámicos para la confección de pilares sobre implantes. *Prestipino e Ingber*¹¹⁵ en el año 1993 fueron los primeros en diseñar y utilizar un pilar cerámico de óxido de aluminio para llevar a cabo la rehabilitación protésica de un implante.

La alúmina es un material que presenta una buena biocompatibilidad, una resistencia a la flexión de 400 Mpa, y a la fractura entre 5 y 6 Mpa/m^{0,5}. Los pilares cerámicos fabricados en alúmina son superiores estéticamente a los pilares metálicos, ayudándonos a mejorar la “estética rosa” de nuestras restauraciones, pero los resultados en cuanto a la resistencia a la



fractura no son del todo satisfactorios, encontrando que la resistencia mecánica de las restauraciones que contienen un pilar de alúmina, están por debajo de las fuerzas oclusales que pueden ser ejercidas en el sector anterior, por lo que existe un alto riesgo de fractura y fracaso del tratamiento a corto/medio plazo.

Debido a la baja resistencia a la fractura de este tipo de restauraciones con un pilar de alúmina, se ha propuesto el uso de la circonita para la fabricación de pilares estéticos sobre implantes¹¹⁶.

La circonita es un material que tiene unos buenos resultados de biocompatibilidad con los tejidos blandos periimplantarios. *Degidi y cols*¹¹⁷ en un estudio histológico en el que comparaban la reacción de los tejidos periimplantarios al contacto con pilares de cicatrización de titanio y de circonita, encontraron que la presencia de inflamación era más frecuente alrededor de los pilares de titanio, que de los pilares de circonita. *Weelander y cols*¹¹⁸ también comprobaron como la respuesta de la mucosa periimplantaria alrededor de pilares de circonita era igual a la de los pilares de titanio y superior a la de los pilares fabricados con aleaciones nobles.

Por otro lado parece que la circonita tiene una mayor resistencia a la adhesión de placa bacteriana. *Scarano y cols*¹¹⁹ compararon in vivo la adhesión bacteriana en discos de circonita y discos de titanio; Tras 24 horas compararon la adhesión de placa encontrando una mejor respuesta en los especímenes de circonita. *Bollen y cols*¹²⁰ en un estudio con seis pacientes en los que se colocaron pilares de titanio y de circonita, realizaron una evaluación clínica y microbiológica a los 12 meses, sin encontrar grandes diferencias en cuanto a la cantidad de placa bacteriana a nivel supragingival y subgingival en ambos tipos de pilares.

La circonita parece tener una adecuada biocompatibilidad, una baja adhesión de la placa bacteriana y unas cualidades ópticas superiores a los tradicionales pilares metálicos, pero existen más dudas acerca de la resistencia a la fractura y su comportamiento mecánico a nivel intraoral.

Los pilares cerámicos pueden encontrarse comercializados de manera prefabricada o individualizados, pudiendo ser preparados en el laboratorio a través de técnicas de inyección, fresado de pilares prefabricados o técnicas de diseño y fabricación individualizada, mediante técnicas CAD/CAM. Esta última opción permite diseñar un pilar con un contorno anatómico que permita lograr una forma estética de la corona en función de los tejidos periimplantarios y que a su vez permitan poder resolver casos donde existen angulaciones desfavorables del implante, que por otro lado serían muy difíciles de resolver con aditamentos protésicos convencionales^{121,122}. Además las aplicaciones informáticas con las que se cuenta permiten controlar de forma objetiva y automatizada los grosores mínimos correctos que permitan disminuir las tasas de fracturas¹²³.

El primer paso en la tecnología CAD/CAM para el diseño y la fabricación de un pilar, es el escaneado del modelo maestro. En muchos casos el técnico de laboratorio emplea un poste de impresión o “scanbody”, que atornilla a la replica del implante y que le permite obtener la posición tridimensional de la replica para crear un modelo virtual sobre el cual se diseña el pilar, pero también es posible realizar un encerado del pilar sobre un tubo de plástico provisional, el cual se escanea con un escáner táctil tipo Renishaw y posteriormente se transmiten los datos al centro de fresado para su posterior mecanizado¹²⁴, este tipo de sistema de confección ha sido utilizado por el sistema Procera® que fue el primer sistema en fabricar pilares a medida mediante tecnología CAD/CAM¹²⁵.



Fig 21. Escáner 3 Shape® y modelo con poste de impresión o “scanbody” para escaneado, utilizados para la confección de pilares del sistema Atlantis®.



Fig 22. Diferentes escáneres utilizados en el sistema Procera®. Los dos primeros escáneres, el escáner Procera Forte® y el escáner Procera Piccolo® son de tipo táctil, mientras que el tercer escáner es de tipo óptico y esta siendo utilizado en este momento.

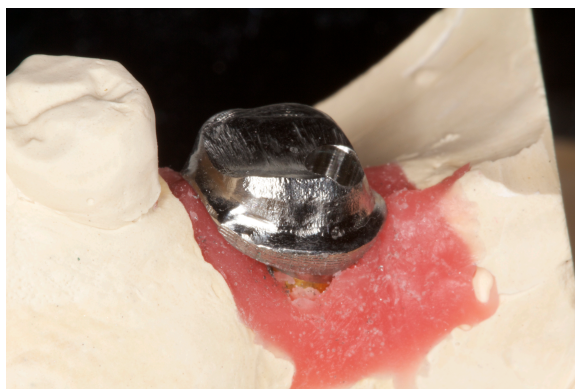


Fig 23. Pilar Procera® fabricado en titanio para la rehabilitación protésica de un primer molar inferior.

Es posible realizar una técnica de doble escaneado para la confección de los pilares, a partir del archivo .STL que se obtiene del escaneado previo del modelo y de un encerado diagnóstico en casos de rehabilitaciones totales, donde se diseñan los pilares en función de la anatomía dentaria final que nos marca el encerado. Esta técnica es empleada en casos de grandes rehabilitaciones, ya que en casos de edentaciones unitarias o pequeñas edentaciones parciales es posible llevar a cabo un encerado virtual ^{126,127}.

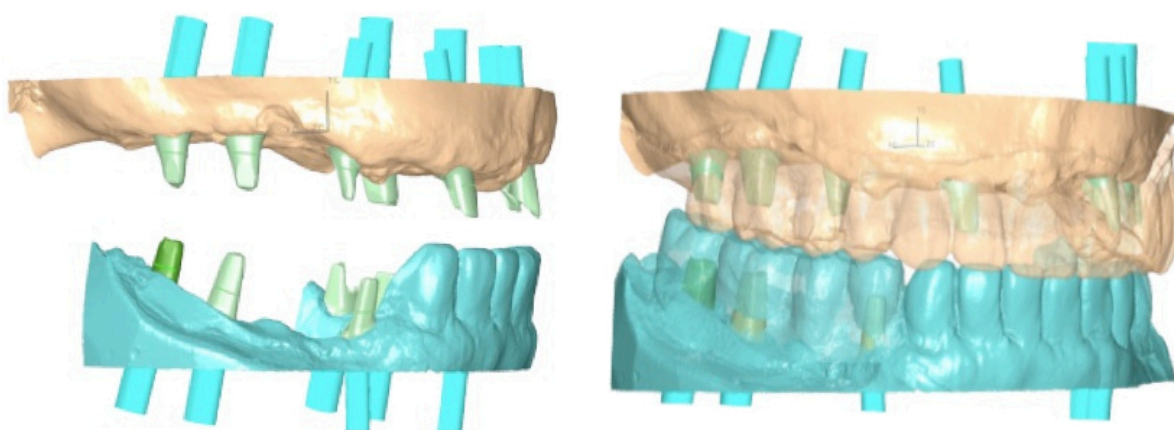


Fig 24. Diseño CAD realizado mediante la aplicación informática VAD® del sistema de pilares Atlantis®. A partir del escaneado del modelo y del encerado de estudio se diseñaron los pilares en un caso de una rehabilitación total superior y parcial inferior.

Muchos de los programas informáticos de diseño CAD de pilares sobre implantes, tienen bibliotecas de conexiones de implantes de diferentes casa comerciales, que permiten tener a estos sistemas una gran compatibilidad con otros sistemas¹²⁸, aunque también existen sistemas de diseño cerrados en los que sólo es posible diseñar y confeccionar pilares para la casa de implantes propietaria del sistema, como es el caso de los pilares objeto de esta investigación.

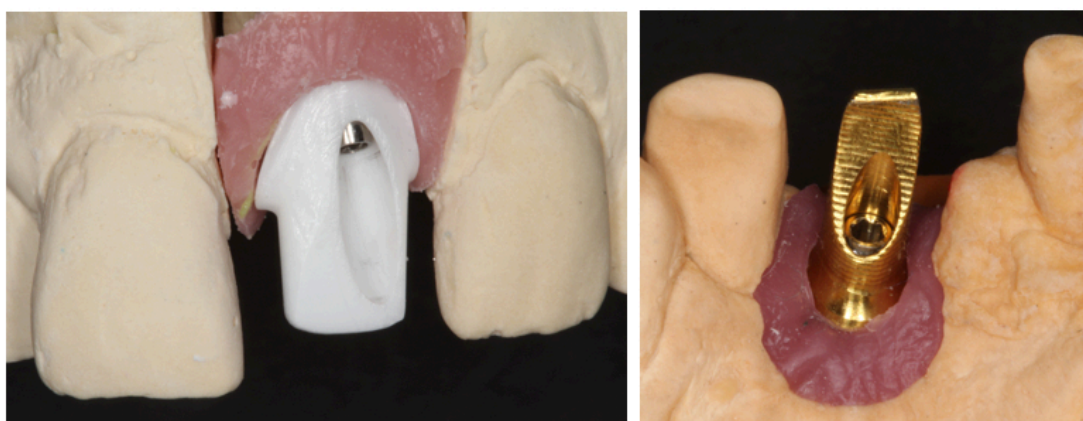


Fig 25. Pilares Atlantis de circona y de nitruro de titanio fabricados para implantes de la casa comercial Zimmer dental®

Es importante reseñar que el escaneado y el diseño de nuestros pilares puede ser realizado en laboratorios particulares autorizados por las casa comerciales o en el propio centro de fresado de los sistemas CAD/CAM.

Dentro de lo pilares de circonia fabricados por técnicas CAD/CAM podemos encontrar casas comerciales en donde la propia conexión del pilar, está fabricada en óxido de circonio, frente a otras opciones disponibles en el mercado en las cuales la conexión del pilar con el implante se realiza mediante interfases metálicas, generalmente de titanio. Estos pilares evitan el contacto directo de la circonia con la conexión del implante, evitando una posible deformación de la plataforma del implante, debido a que la circonia es más rígida que el titanio¹²⁹⁻¹³¹. Un ejemplo de estos serían los pilares del sistema Lava[®], los cuales se cementan con un cemento de resina a la base mecanizada de titanio. Para lograr una adecuada unión entre el pilar y la base mecanizada se necesita previamente un tratamiento superficial con partículas de óxido de aluminio en la cara interna del pilar a nivel cervical¹³².



Fig 26. Pilar de Circona del sistema Lava[®] cementado sobre una base metálica de titanio nitrurado fracturado a nivel de dicha base.

Otra alternativa de reciente aparición para la realización de pilares estéticos, son aquellos fabricados mediante una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio por técnicas de inyección. Este sistema conocido como IPS e.max Press abutment solution[®]

(Ivoclar Vivadent®, Schann, Liechtenstein), permite fabricar pilares o restauraciones atornilladas en disilicato de litio con una base de titanio. En ambos casos la parte cerámica es cementada a la base de titanio mediante un cemento de resina (Multilink® Implant, Ivoclar Vivadent®, Schann, Liechtenstein) logrando unos elevados índices de adhesión. Debido a las características ópticas propias de este tipo de cerámica, se consiguen unos buenos resultados, incluso en casos de recesiones en los tejidos blandos.



Fig 27. Pilares fabricados con cerámicas feldespática reforzada con disilicato de litio mediante técnica de inyección.

El disilicato de litio aunque presenta unas propiedades mecánicas inferiores a la circona con una resistencia a la flexión y a la fractura menor¹³³, puede ser una alternativa para la fabricación de este tipo de aditamentos en rehabilitaciones estéticas del sector anterior maxilar. Aunque no existen estudios clínicos en la literatura acerca de este tipo de pilares, si existen en la literatura estudios in vivo que informan de una adecuada resistencia y supervivencia clínica de coronas y puentes de hasta tres piezas^{134,135}, por lo que parece que este tipo de pilares podrían ser otra opción de tratamiento.

1.6 CONCEPTOS MECÁNICOS BÁSICOS.

Para poder comprender y analizar los resultados obtenidos en una investigación en la que se han utilizado diferentes materiales para la confección de una restauración protésica, es necesario conocer una serie de conceptos básicos acerca de las propiedades mecánicas



de los materiales, que influyen de manera importante en el comportamiento mecánico, en la resistencia y en el tipo de fallo que puede surgir.

También tiene que ser considerado para la elección de los materiales con los que vamos a fabricar nuestras restauraciones, las fuerzas de oclusión que el ser humano puede desarrollar a nivel intraoral en las diferentes regiones.

1.6.1 Coeficiente de expansión térmica

Se denomina **coeficiente de expansión térmica** al cociente que mide el cambio relativo de volumen que se produce cuando un cuerpo sólido o un fluido es sometido a un cambio de temperatura. En general, el aumento en la temperatura produce una expansión volumétrica de una estructura sometida a calor, mientras que un descenso de la temperatura produce el efecto inverso, es decir, una contracción.

El coeficiente de expansión tiene importancia en los materiales que utilizamos a nivel intraoral, debido a que a la hora de utilizar distintos materiales, lo ideal sería que tuvieran coeficientes de expansión térmica similares entre sí, para la que la dilatación y la contracción de los materiales se produjera al mismo tiempo.

A nivel de laboratorio, el coeficiente de expansión térmica cobra su importancia, debido a que cuando se confecciona una restauración de prótesis fija en la que se realiza un recubrimiento cerámico de manera manual, el coeficiente de expansión térmica del núcleo de la restauración y de la cerámica de recubrimiento que se va a ir añadiendo deben ser similares, sino nos encontraremos que durante las fases de horneado a consecuencia de las variaciones térmicas que se producen, pueden aparecer grietas de desarrollo en el recubrimiento que posteriormente produzcan una disminución en las propiedades mecánicas de la restauración fabricada. Del mismo modo los cambios térmicos que se producen a nivel de la cavidad oral pueden producir fenómenos de contracción y dilatación de los materiales empleados en nuestras restauraciones protésicas¹³⁶.



Este coeficiente se expresa según el sistema internacional de unidades en $^{\circ}\text{C}^{-1}$. El coeficiente de expansión térmica de algunos de los materiales que utilizamos en odontología son los siguientes:

- Circona $10-11\ ^{\circ}\text{C}^{-1}$
- Cerámica de recubrimiento $13-16\ ^{\circ}\text{C}^{-1}$
- Titanio $11,6\ ^{\circ}\text{C}^{-1}$
- Aleación Níquel-Cromo $14\ ^{\circ}\text{C}^{-1}$
- Aleación Oro-Paladio $14\ ^{\circ}\text{C}^{-1}$

1.6.2 Límite elástico

El límite elástico, también conocido como límite proporcional se define ***“como la máxima fuerza que soporta un cuerpo o estructura sin sufrir una deformación permanente”***. Durante la carga, la estructura sufre una deformación transitoria, con posibilidad de recuperar su forma original una vez ha sido retirada la carga, cuando la carga aplicada sobrepasa el límite elástico del material, esta deformación se vuelve irreversible. Este tipo de concepto tiene gran importancia en odontología cuando se trabaja con la aparatología que se utiliza en ortodoncia, así como también en tratamientos de prótesis removible.

1.6.3 Deformación plástica

La deformación plástica es aquella que permanece, una vez que hemos dejado de ejercer la carga sobre el espécimen. El material o el elemento restaurativo estudiado no vuelve a su forma original. Se trata de la parte permanente de la deformación, que se encuentra más allá del límite elástico de un material. También es conocida como flujo plástico¹³⁷.

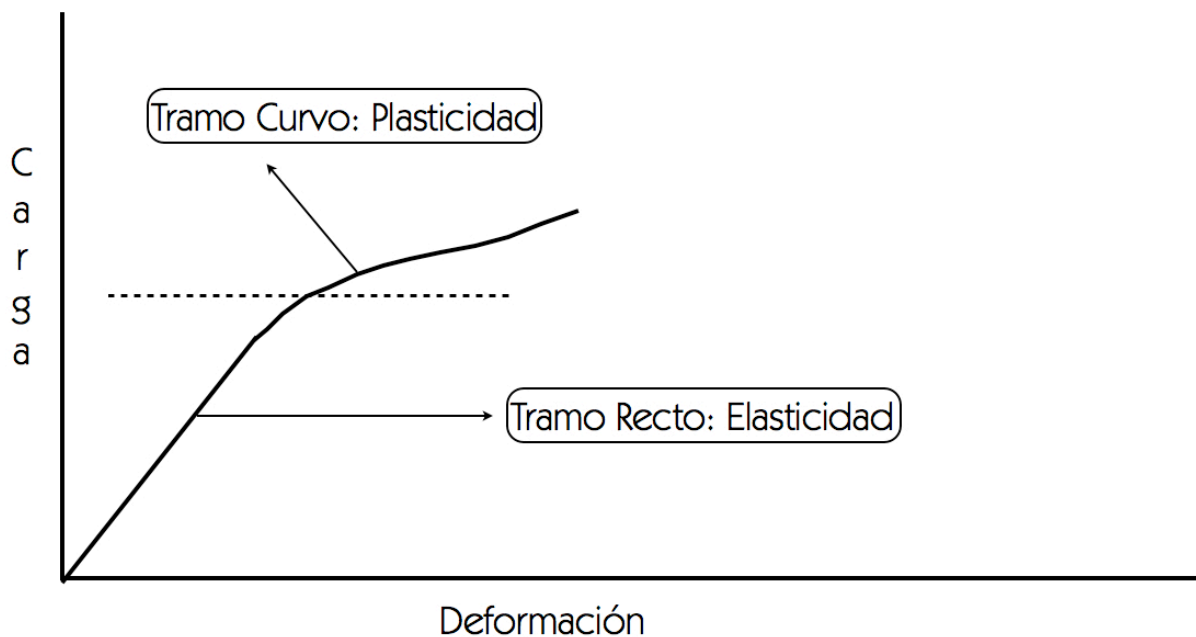


Fig 28. Curva carga-deformación en la que la parte recta de la curva corresponde a la ELASTICIDAD, es la parte en la que si fuera retirada la carga el material recuperaría su forma original. El tramo curvo corresponde a la zona de PLASTICIDAD, donde la carga ha sobrepasado el límite elástico con la correspondiente DEFORMACIÓN irreversible de ese material.

1.6.4 Módulo elástico

El módulo elástico, corresponde al módulo de rigidez de una estructura. A mayor módulo elástico, mayor rigidez. Las estructuras de prótesis removible, por ejemplo, a nivel de sus conectores mayores tales como una barra lingual o una plancha palatina y a nivel de los apoyos oclusales, deberían tener un alto módulo elástico para no deformarse ante las fuerzas masticatorias¹³⁸.



El valor del módulo elástico se calcula a través de la siguiente función:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L}$$

E es el módulo de elasticidad longitudinal.
 σ es la presión ejercida sobre el área de sección transversal del objeto.
 ϵ es la deformación unitaria en cualquier punto de la barra.

Fig 29. Función matemática para determinar el módulo elástico de un material

En el sistema internacional de unidades, las unidades por las cuales se expresa el módulo de elasticidad son los Pascales (Pa).

Los valores del módulo elástico de cada uno de los materiales es importante en restauraciones como las estudiadas en esta investigación, debido a que la diferencia entre módulos elásticos de cada uno de los materiales empleados en un sistema restaurador, pueden influir en la resistencia mecánica final que tendrá dicho sistema y en el tipo de fallo catastrófico que puede suceder, debido a que las diferencias en los módulos elásticos, van a influir en la transmisión de cargas y en el estrés mecánico que se puede acumular a diferentes niveles¹³⁹. Algunos de los módulos elásticos de materiales y tejidos dentarios más representativos serían los siguientes:

- Esmalte 84,1 Gpa
- Dentina 14,7 Gpa
- Aleación Ni-Cr 188 Gpa
- Aleación Au-Pd 103 Gpa

En nuestro caso los módulos elásticos de los materiales empleados en nuestra investigación serían:

- Titanio 117 Gpa (Gigapascals)
- Circona 230 Gpa
- Disilicato de Litio 65 Gpa
- Porcelana de recubrimiento 70 Gpa

- Cemento de resina 18 Gpa

En función del tipo de carga representada por el diagrama esfuerzo-deformación, el módulo elástico se puede especificar como: módulo elástico de compresión (o módulo elástico en compresión); módulo elástico de flexión (o módulo elástico en la flexión); módulo elástico cortante; módulo elástico de tracción (o módulo elástico a la tracción), o módulo elástico de torsión (o módulo elástico a la torsión).

Uno de los objetivos de esta investigación fue evaluar como el módulo elástico de cada material empleado en la confección de estas restauraciones influye en el comportamiento mecánico final que tendrá la restauración y en el tipo de fallo que puede surgir.

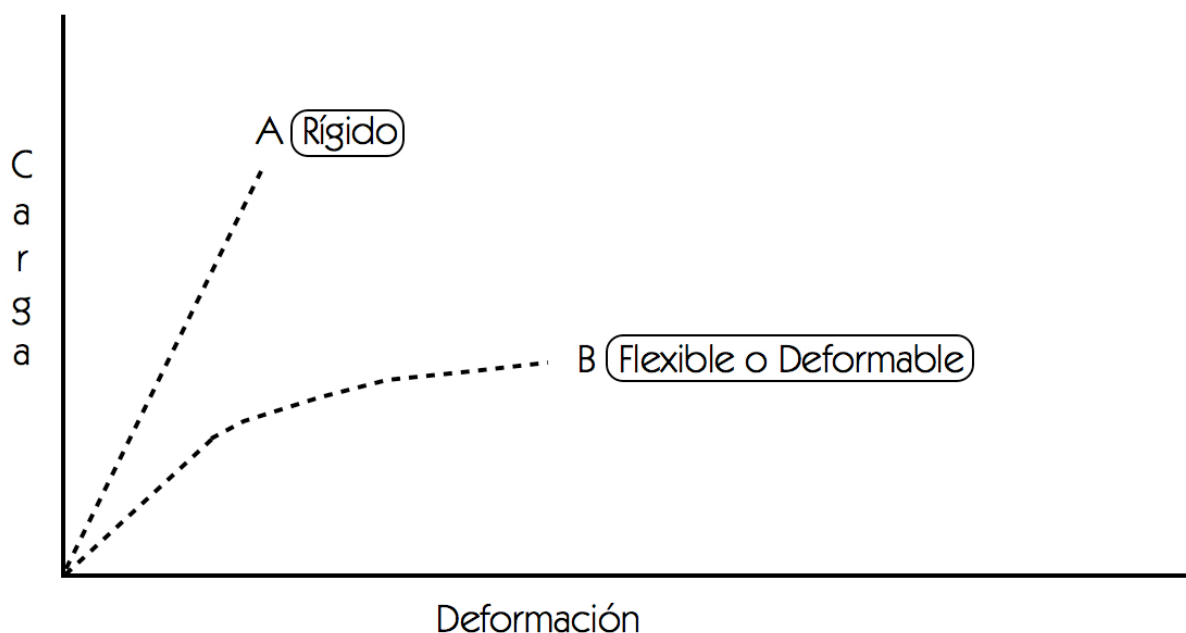


Fig 30. Los materiales rígidos en una curva de carga-deformación presentan una curva recta, que muestra como el límite elástico y el punto de fractura se encuentran íntimamente juntos sin existir apenas deformación plástica, siendo este tipo de gráfica muy común en los materiales cerámicos.



1.6.5 Conceptos de Tenacidad y Fragilidad

Los conceptos de tenacidad y de fragilidad son comúnmente empleados como contrapuestos. En ciencias de los materiales la tenacidad es la cantidad de energía por unidad de volumen que es capaz de absorber un material, antes de producirse su fractura. Cuando hablamos de un material tenaz, decimos que es aquel material que soporta una gran cantidad de deformación plástica sin llegar a fracturarse, la resistencia final que tendrá este material, estará muy alejada con respecto a su límite elástico. Si sometiéramos una probeta a un ensayo de tracción, la tenacidad podría medirse a través de la siguiente función matemática:

$$T = \int_0^{\epsilon_R} \sigma(\epsilon) d\epsilon$$

σ es la tensión máxima del material
 ϵ es la deformación máxima del material
 ϵ_R es la deformación de rotura del material

Fig 31. Función matemática para hallar la tenacidad de un material.

Por ejemplo la tenacidad a la fractura de los distintos tipos de circonas serían los siguientes:

- Y-TZP: 9,5 Mpa.m^{-1/2}
- Ce-TZP: 15-20 Mpa.m^{-1/2}
- ZTA: 4-5 Mpa.m^{-1/2}
- Mg-PSZ: 8-15 Mpa.m^{-1/2}

En cambio cuando hablamos de un material frágil, hablamos de un material que soporta mal la deformación plástica y el límite elástico y el punto de fractura estarán muy próximos entre sí¹⁴⁰. Cuando hablamos de un material con rotura frágil, tiene la peculiaridad de absorber poca energía, a diferencia de un material con rotura dúctil.

Las cerámicas dentales son materiales frágiles, cuando las comparamos con los metales. A un mismo nivel de carga en donde los metales sufren una deformación plástica,

las cerámicas que usamos en odontología se fracturan, sin sufrir apenas una deformación irreversible.

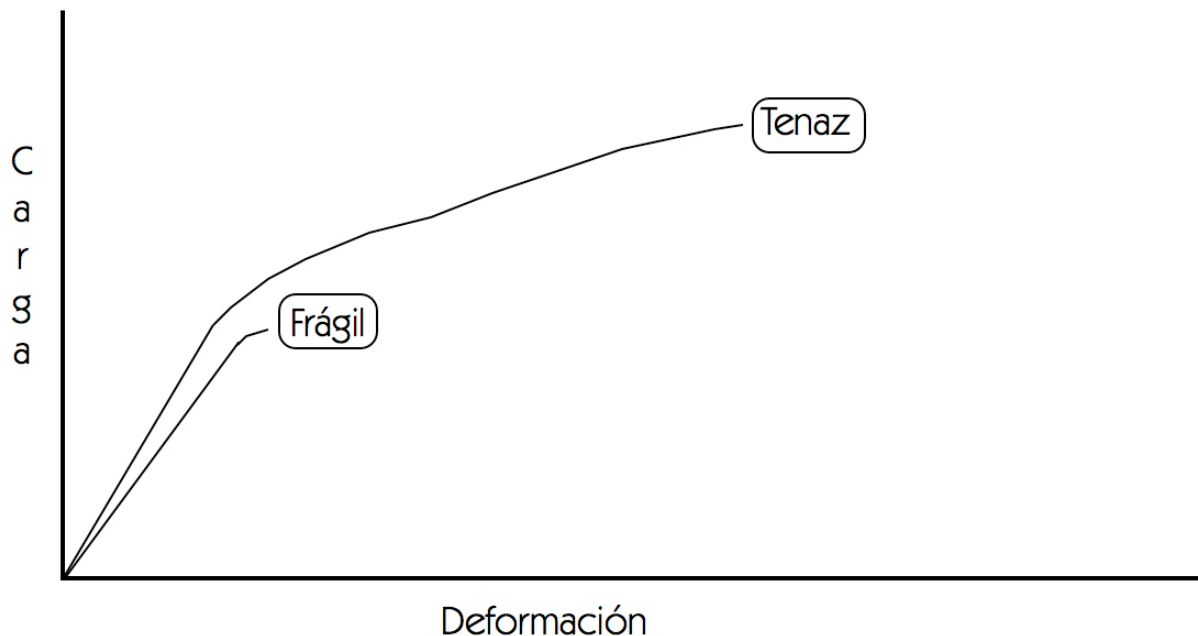


Fig 32. En esta curva de carga-deformación se muestra las diferencias en el gráfico que mostraría un material tenaz como es un metal y un material frágil como puede ser una cerámica.

1.6.6 Resistencia a la Compresión

La resistencia a la compresión se define como ***“la máxima fuerza que puede soportar una estructura antes de producirse su fractura o su fallo catastrófico”***. Con los ensayos de compresión podemos determinar el comportamiento de materiales bajo cargas aplastantes. La probeta o el espécimen estudiado se comprime y podemos registrar la deformación con distintas cargas. El esfuerzo y la deformación de compresión se calculan y se trazan como un diagrama carga-deformación, con el que podemos determinar el límite elástico del material y la resistencia.

Una de las propiedades de cualquier restauración protésica, es tener una adecuada resistencia a la fractura, cuando es sometida a las fuerzas sometidas a nivel de la cavidad oral.

Estos ensayos nos permiten valorar la resistencia no sólo de los materiales, sino también de los sistemas restaurativos, para determinar si pueden ser usados a nivel de la cavidad oral.

En la actualidad para en el estudio in Vitro de la resistencia a la fractura de este tipo de restauraciones, empleamos ensayos de compresión mediante el uso de una máquina de ensayo universal. El modo de aplicación de la carga en un ensayo de compresión influye en los resultados finales y en el análisis de los mismos. La diferente metodología empleada en los estudios in Vitro existentes hasta el momento, impide poder realizar una estandarización de resultados, por lo que *Sailer y cols*¹⁴ en una revisión sistemática acerca de pilares para prótesis sobre implantes, indican la necesidad de realizar nuevos estudios in Vitro que cumplan unos criterios de estandarización a partir de la norma ISO 14801¹⁴¹. En nuestro caso seguiremos diferentes especificaciones de dicha norma, para estudiar la resistencia a la fractura, el tipo de fallo y el comportamiento mecánico de las restauraciones implantosoportadas unitarias de nuestra investigación.

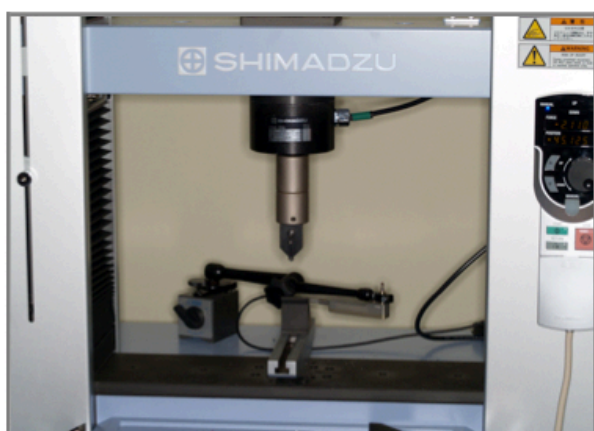


Fig 33. Máquinas de ensayo universal Shimadzu® modelo AG-x series e Instron modelo 5900.

1.6.7 Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión, corresponde al comportamiento que tiene una estructura con forma de barra o disco, la cual esta apoyada en sus extremos y es cargada en su parte media. Es importante en el estudio de los materiales dentales, debido a que existen

materiales que tienen unos altos valores de resistencia a la compresión, pero no del mismo modo a la flexión. Con este tipo de ensayos también es posible calcular el módulo elástico que tiene un material, pero no es el tipo de ensayo requerido cuando estudiamos especímenes como los empleados en esta investigación. Los valores de resistencia a la flexión de algunas de las cerámicas empleadas como sistemas de restauración dental son los siguientes:

- IPS e.max ZirCad: 900 Mpa (Megapascuales)
- IPS e.max Press: 400 Mpa
- In Ceram Spinell 400 Mpa
- In Ceram Alumina 600 Mpa
- In Ceram Zirconia YZ 900 Mpa.

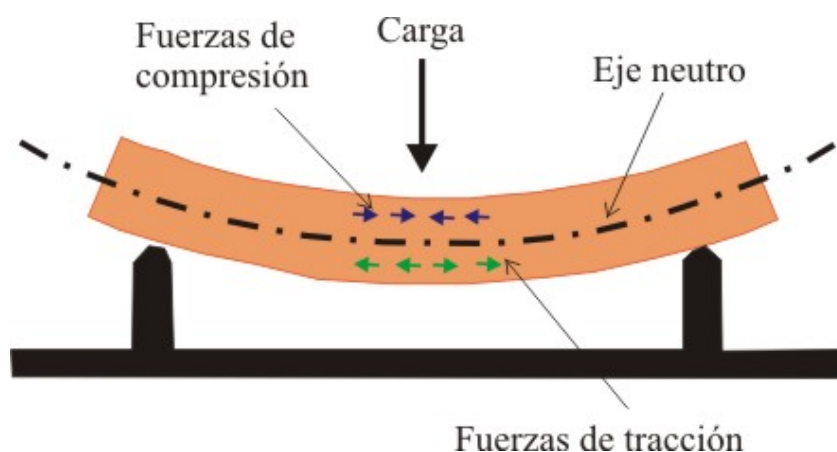


Fig 34. Esquema de ensayo de flexión en tres puntos

1.6.8 Fuerzas aplicadas en la cavidad oral

A nivel de la cavidad bucal encontramos diferentes fuerzas, que se generan durante la función masticatoria, las cuales se pueden clasificar en 4 tipos, en función de la dirección de la fuerza: Fuerza compresivas, tangenciales, tensiónales y de torsión. Las fuerzas siempre deben considerarse como fuerza aplicada por unidad de superficie¹⁴².



La fuerza máxima de oclusión que desarrolla el ser humano puede depender entre los distintos individuos. Aunque existe una gran variabilidad, hay varios estudios en la literatura científica¹⁴³⁻¹⁴⁶, que han intentado hacer un promedio de la fuerza máxima de oclusión que el ser humano desarrolla en distintas localizaciones de la boca. La mayor cantidad de fuerza es aplicada a nivel de la región del primer molar.

*Brekhus y cols*¹⁴³, ya en el año 1941, observaron que la fuerza media máxima de oclusión que puede desarrollar el ser humano estaba entre los 351 N y los 631 N. Sin embargo, es necesario conocer cuál es la fuerza máxima según la localización en la que se vaya a realizar la restauración protésica. *Garner y Kotwal*¹⁴⁴, describieron que la fuerza máxima que se puede ejercer al nivel del sector posterior podía variar entre los 405 N y los 880 N, pero los valores en el sector anterior descendían hasta 129 N/226 N. En otro estudio realizado por *Kiliaridis y cols*¹⁴⁵ encontraron que la fuerza máxima de oclusión que el ser humano puede llegar a desarrollar a nivel del sector anterior es de 300 N. Además la fuerza de oclusión también se puede relacionar en función de la clase esquelética de cada paciente. *Sathyanarayana y cols*¹⁴⁶ estudiaron la fuerza máxima de oclusión en función del patrón esquelético y de la presencia de maloclusiones. Estos autores no encontraron diferencias entre pacientes con una normoclusión, pacientes con una maloclusión y clase I esquelética y pacientes con maloclusión y clase II esquelética, pero sí encontraron diferencias significativas al comparar los pacientes anteriores con pacientes con una importante clase II o clase III ósea. Los valores que encontraron en la región entre los primeros premolares y el primer molar oscilaba entre 283 N y 771 N.

El conocimiento de las fuerzas masticatorias que se pueden desarrollar en la cavidad oral son importantes para valorar la utilización de un material u otro. Los materiales y sistemas restaurativos empleados deben tener unos valores de resistencia superiores a la carga máxima que se pueda llegar a ejercer en el área a rehabilitar.



CAPÍTULO 2: JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.



2.1 ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

La rehabilitación de dientes ausentes en el sector anterior puede ser realizada a través de diferentes opciones de tratamiento. Aunque existen opciones poco invasivas como son los puentes adhesivos tipo Maryland, su supervivencia a largo plazo no es predecible. Otras de las opciones de las cuales disponemos son los puentes fijos dentosoportados, que presentan la problemática de ser una opción poco conservadora, al requerir una preparación de los dientes pilares con una importante pérdida de tejido dentario.

En la actualidad los implantes osteointegrados son una opción comúnmente empleada en rehabilitaciones unitarias, que presenta la ventaja de no ser agresiva con los dientes remanentes. Como ya se ha comentado previamente, tiene unos buenos resultados clínicos a largo plazo^{147,148}. Sin embargo estas rehabilitaciones sobre implantes no están exentas de diferentes tipos de complicaciones. Existe evidencia científica¹⁴⁹⁻¹⁵² de diferentes complicaciones protésicas como son el aflojamiento y la fractura de los tornillos de retención, la fractura de los pilares y las fracturas a nivel del núcleo de la corona o del recubrimiento cerámico estético.

Los pilares sobre implantes tradicionalmente han sido confeccionados en titanio, mostrando una buena biocompatibilidad, unas adecuadas propiedades mecánicas y una buena supervivencia clínica. A pesar de las ventajas y de los buenos resultados clínicos de este tipo de pilares, el color metálico que presentan supone una problemática en casos de alto compromiso estético en el sector anterior, sobre todo cuando la mucosa periimplantaria tiene un grosor inferior a 2mm. En estas situaciones, previsiblemente aparecerá una coloración grisácea en los tejidos blandos, lo cual conlleva el fracaso estético final del tratamiento. En estas situaciones los pilares cerámicos y en concreto aquellos fabricados en circonita han supuesto una alternativa frente a los pilares de titanio. La circonita presenta unas propiedades mecánicas adecuadas, que son superiores a las que presentan otros materiales cerámicos. Sin embargo cuando se realiza una restauración implantosoportada unitaria, el comportamiento mecánico no solo dependerá del pilar, sino que también intervendrán el resto de elementos que componen la restauración. El tipo de corona protésica y el material en el que se fabrica juegan un papel importante en la resistencia mecánica.



Dentro de las cerámicas dentales para la confección de coronas protésicas, tenemos las cerámicas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio. Estas cerámicas fueron introducidas en el año 1990 para la fabricación de los núcleos de las restauraciones. Este tipo de cerámica presentan una resistencia a la flexión de entre 300 y 400 Mpa y una tenacidad entre 2,8 y 3,5 Mpa/m^{1/2}. Las coronas fabricadas con este tipo de material cerámico pueden ser fabricadas mediante técnicas de inyección o mediante técnicas CAD/CAM. La utilización de este material en combinación con una técnica de inyección, permiten al técnico lograr unas restauraciones con una mejor morfología. Sin embargo la versatilidad que presenta el disilicato de litio, permite realizar restauraciones monolíticas, obteniendo la morfología final inmediatamente después del mecanizado sin necesidad de realizar un recubrimiento cerámico, lo que repercute en una menor aparición de fracturas cohesivas o "chippings". Aunque el disilicato de litio es empleado normalmente a nivel clínico, existe poca literatura científica acerca de su supervivencia clínica en coronas y puentes dentosoportados y no existen datos sobre su supervivencia en rehabilitaciones implantosoportadas, por lo que sería necesario recabar más datos acerca del comportamiento de este tipo de material en restauraciones sobre implantes.

La circonita al mismo tiempo viene siendo empleada para la fabricación de núcleos de alta resistencia para coronas totalmente cerámicas y a su vez estas coronas están siendo empleadas para la restauración de implantes unitarios sobre pilares fabricados en titanio, el cual presenta un módulo de elasticidad menor al de la circonita, lo cual puede repercutir en el comportamiento mecánico que tendrá la restauración. Por otro lado también existe poca información que compare el comportamiento de las restauraciones implantosoportadas unitarias con un pilar de circonita y con diferentes tipos de coronas protésicas.

Por otro lado existe en la literatura científica varios trabajos¹⁴⁰ que valoran la resistencia a la fractura en este tipo de restauraciones implantosoportadas y donde encontramos que existen una gran variedad de resultados, consecuencia posiblemente de los distintos "material y métodos" empleados para estos ensayos. En la propia literatura científica¹¹⁴ se recomienda la realización de nuevas investigaciones siguiendo normas de estandarización



internacional, que no solo permitan obtener estudios in vitro con resultados que puedan ser un punto de referencia para el clínico, sino que además permitan poder realizar una adecuada comparación de resultados entre los mismos ¹¹⁴.

Así pues se justifica la realización de un estudio “in vitro” que pueda proporcionar información sobre algunas características mecánicas de las distintas combinaciones posibles entre pilares implantarios de titanio y circonita, frente a la utilización de coronas de recubrimiento total de circonita y de disilicato de litio fabricadas mediante diferentes técnicas.

2.2 OBJETIVOS

En relación con las motivaciones expuestas en el apartado de justificación, se propone el enunciado de los siguientes objetivos:

1. Determinar si las rehabilitaciones unitarias implantosoportadas de este estudio, presentan valores de resistencia a la fractura superiores a 300 N/cm², fuerza de oclusión máxima reportada en la literatura científica que puede ejercer el ser humano en el sector anterior.
2. Comparar la resistencia a la fractura de los distintos grupos de combinaciones corona– pilar, para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos.
3. Determinar el tipo de fallo tras el test de resistencia a la fractura.

2.3 HIPÓTESIS DE TRABAJO

A partir de los objetivos descritos en el apartado anterior obtenemos las siguientes hipótesis nula (H_0):



1ª Hipótesis Nula (H_{01})

“No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la fractura entre los distintos tipos de restauraciones implantosoportadas unitarias estudiadas”

2ª Hipótesis Nula (H_{02})

“No existen diferencias en el tipo de fallo registrado y el comportamiento mecánico existente entre los distintos grupos de restauraciones implantosoportadas unitarias estudiadas”



CAPÍTULO 3: MATERIAL Y MÉTODO

3.1 TAMAÑO MUESTRAL

Según la Bibliografía consultada existente acerca del estudio de la resistencia a la fractura, el comportamiento mecánico y el fallo catastrófico en restauraciones unitarias sobre implantes, se concluyó que para la obtención de un estudio con un tamaño muestral suficiente con el que lograr significación estadística, con una potencia estadística de al menos el 80%, era necesario la utilización de un total de 60 especímenes¹⁵³⁻¹⁵⁵.

3.2 FABRICACIÓN DE LOS PILARES IMPLANTOPRÓTESICOS

Para la realización de los pilares implantoprótesicos se recurrió a la casa comercial Straumann® (Straumann AG, Basel, Suiza). A partir del archivo .STL del escaneado de un modelo real, se realizó un diseño CAD de un pilar mediante una aplicación informática específica (inLab® 3D for Abutments, Versión 3.80, Sirona® Dental Systems, Bensheim, Alemania) , para que tuviera la forma y las características para soportar la corona de un incisivo central superior. El diseño CAD generado fue enviado al centro de fresado Straumann (Straumann® CAD/CAM, Markkleeberg, Alemania) donde se fabricaron 60 pilares anatómicamente iguales en dos tipos de materiales: Circona y Titanio.

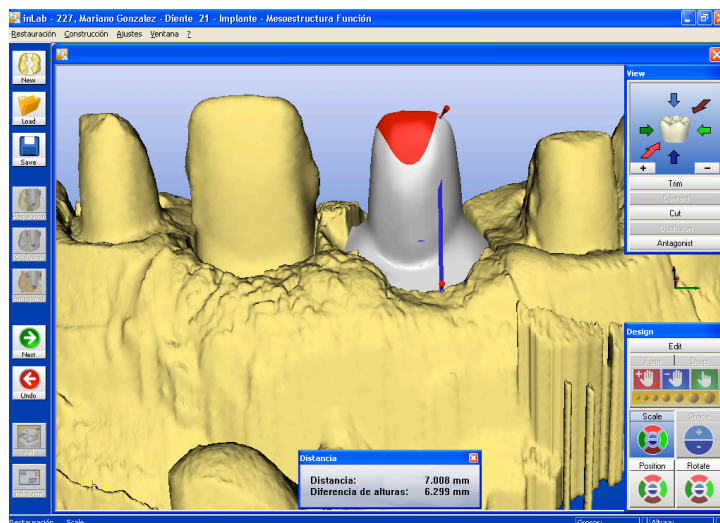


Fig 35. Archivo .STL, con el diseño del pilar a partir de un caso real para la rehabilitación protésica de un incisivo central superior.

Todos los pilares fueron diseñados para un implante del tipo tissue level regular neck (Straumann® Standard Plus, Straumann®, Basel Suiza) que presentaba las siguientes características:

- Longitud: 12 mm
- Anchura 4,1 mm
- Plataforma: Anchura de 4,8 mm y hombro de 45°
- Tipo de conexión: Octógono interno.



Fig 36. Implante Straumann Standard Plus utilizado en esta investigación.

Los pilares fueron diseñados con los siguientes grosores:

- Cara Vestibular: 2,5 mm tercio medio, 1,4 mm tercio cervical.
- Cara Lingual: 1,4 mm tercio medio, 1mm tercio cervical.
- Cara Mesial: 2mm tercio medio, 1,4 mm tercio cervical.
- Cara Distal: 2 mm tercio medio, 1,4 mm tercio cervical.

La altura de cada uno de los especímenes fue de 7 mm, con una angulación en sus paredes axiales de 6° y con una línea de terminación en forma de chamfer de 1,5 mm de profundidad.



Fig 37. Pilares de circona, de titanio y Synocta® empleados en el estudio.

Siguiendo las instrucciones del fabricante, los pilares de circona no fueron directamente atornillados al implante sino que se atornilló previamente un pilar transeptal de 1,5mm de altura (Synocta®, Straumann®, Basilea, Suiza) a la conexión interna.

Los pilares transeptal de 1,5 mm y los pilares de circona fueron atornillados con un par de apretamiento de 35 N/cm², mediante el uso de una llave dinamométrica (Nº 046.049, Straumann®, Basilea, Suiza). Los pilares de titanio fueron atornillados directamente a la conexión del implante con un par de apretamiento de 35 N/cm².



Fig 38. Llave dinamométrica empleada en el estudio para aplicar el torque correspondiente a los pilares



3.3 FABRICACIÓN DE LAS CORONAS

Se fabricaron un total de 60 coronas con la forma anatómica y estandarizada de un incisivo central superior (Altura de 11 mm, anchura mesio-distal de 8,5 mm y grosor de las paredes axiales de 2 mm) para los pilares de circonita y de titanio con los siguientes sistemas totalmente cerámicos:

- 20 Coronas con núcleo de circonita diseñado y fabricado por tecnología CAD/CAM (IPS e.max ZirCad[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein).
- 20 Coronas de un sistema feldespático de alta resistencia reforzado con disilicato de litio, fabricadas mediante tecnología de fresado. (IPS e.max CAD[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein).
- 20 Coronas de un sistema feldespático de alta resistencia reforzado con disilicato de litio fabricadas mediante técnica de inyección. (IPS e.max Press[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein).

Todas las coronas fueron fabricadas por el mismo técnico de laboratorio, obteniendo la morfología estandarizada mediante el uso de guías de silicona. Los núcleos de circonita y las coronas de disilicato de litio fueron fabricadas mediante técnicas CAD/CAM a partir del archivo informático .STL obtenido del escaneado de un único pilar realizado mediante un escáner de tipo óptico (Ineos[®], Sirona[®] Dental Systems, Bensheim, Alemania), siendo todos estos especímenes mecanizados por el mismo tipo de unidad de trabajo (Inlab[®], Sirona[®] Dental Systems, Bensheim, Alemania).



Fig 39. Guía de silicona de verificación de la anatomía, junto con coronas de los tres sistemas utilizados en el estudio.

Tanto las coronas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio del sistema IPS e.max CAD[®] como los núcleos de circonia, fueron mecanizadas en bloques presintetizados y posteriormente fueron sinterizadas siguiendo las especificaciones del fabricante.

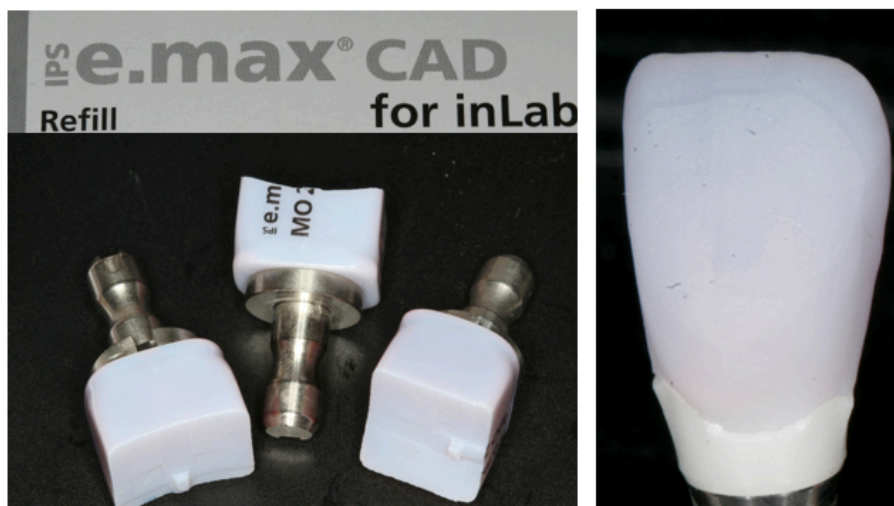


Fig 40. Bloques de IPS e.max CAD[®] postmecanizado y corona de IPS e.max CAD[®] con el aspecto previo al proceso de cristalización.



Fig 41. Bloque de IPS e.max Zircad® y núcleo de circona

Las coronas feldespáticas reforzadas con disilicato, obtenidas a través de la técnica de inyección y las coronas con núcleos de circona, obtuvieron su forma final mediante la aplicación de una cerámica de fluorapatita de recubrimiento (IPS e.max Ceram®, Ivoclar Vivadent®, Schann, Liechtenstein) sobre el núcleo de la restauración. El grosor de la cofia interna en ambos tipos de coronas fue de 0,6 mm. Las corona feldespáticas de alta resistencia del sistema IPS e.max CAD®, obtenían su forma final tras el mecanizado y las propiedades ópticas tras un proceso de cristalización a alta temperatura.



Fig 42. Kit de IPS e.max Ceram® utilizado en el estudio para el recubrimiento estético de los núcleos de IPS e.max Press y de IPS e.max Zircad®.

3.4 DISTRIBUCIÓN DE GRUPOS

Se crearon dos grupos de 30 pilares, coincidiendo con los dos tipos de materiales en los que estaban confeccionados los pilares protésicos:

- Grupo Z: Pilar Straumann® Cares® de Circona (n=30)
- Grupo T: Pilar Straumann® Cares® de Titanio (n=30)

A su vez estos dos grupos se subdividieron en 3 subgrupos en función del tipo de corona protésica que fueran a soportar:

Grupo Z:

- o Subgrupo ZE: 10 Coronas de IPS e.max Press® (n=10)
- o Subgrupo ZC: 10 Coronas de IPS e.max CAD® (n=10)
- o Subgrupo ZZ: 10 Coronas de IPS e.max ZirCad® (n=10)

Grupo T:

- o Subgrupo TE: 10 Coronas de IPS e.max Press® (n=10)
- o Subgrupo TC: 10 Coronas de IPS e.max CAD® (n=10)
- o Subgrupo TZ: 10 Coronas de IPS e.max ZirCad® (n=10)

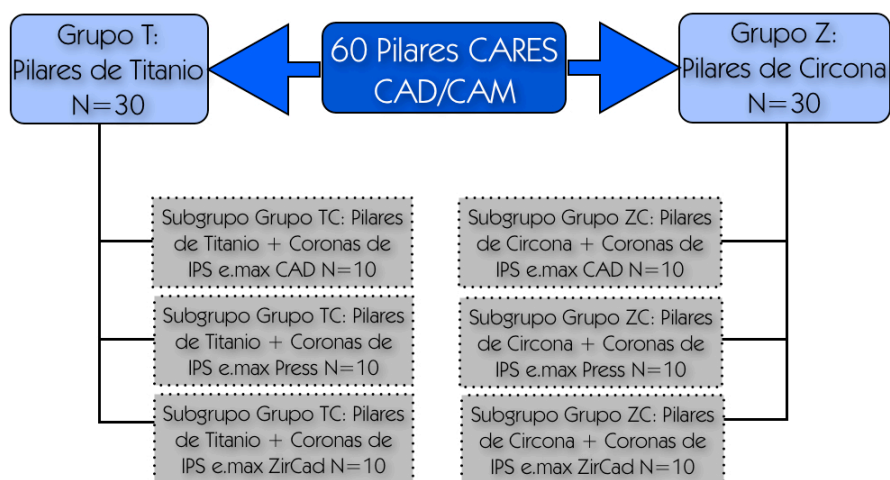


Fig 43. Cuadro de distribución de grupos.

3.5 CEMENTADO DE LAS CORONAS SOBRE LOS PILARES

Todas las coronas fueron cementadas utilizando un cemento de resina (Multilink[®] Implant, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein). Previamente al cementado, las superficies de los pilares y de las coronas de circonita fueron arenadas con partículas de óxido de aluminio de 100 μm de tamaño, a 1 bar de presión y a una distancia de 10 mm, con una unidad clínica de chorreado (Microetcher II[®], Danville Materials, San Ramón CA, EEUU). Las coronas de disilicato de litio fueron preparadas con ácido fluorhídrico al 4,5% (IPS Ceramic Etching Gel[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein), durante 20 segundos. Previamente al cementado, las chimeneas de acceso a los tornillos de los pilares fueron sellados con polytetrafluoroethylene (PTFE) y un material de restauración provisional (Fermat N[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein).



Fig 44. Unidad de Chorreado Intraoral utilizada en el estudio para la preparación de la superficie de los pilares y las coronas de circonita.

Se aplicó un agente silano (Monobond S[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein) sobre las superficies las coronas feldespáticas de alta resistencia (grupos TC, TE, ZC Y ZE). Posteriormente se aplicó el cemento de resina en las paredes axiales de cada una de las coronas del estudio.

Todas las coronas se cementaron mediante una mordaza de sujeción y una llave dinamométrica con una presión de cementado de 40 N/cm², según las recomendaciones existentes en la literatura científica¹⁵⁶. Para eliminar correctamente los restos de cemento se

utilizó una lámpara de fotopolimerización de 650 Mw/cm² (Bluephase S[®], Ivoclar Vivadent[®], Schann, Liechtenstein) durante un tiempo entre 2 y 4 segundos por cada una de las superficies de las coronas y pilares.



Fig 45. Cemento Multilink[®] Implant presentado comercialmente con sistema de automezclado. Llave dinamométrica y mordaza de sujeción utilizadas para cementar las coronas a los pilares.



Fig 46. Espécimen TE 01 en mordaza de sujeción durante la fase de cementado.

3.6 ESTUDIO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA

Para realizar el estudio de la resistencia a la fractura se siguieron las especificaciones de la Norma ISO 14801¹⁴¹:



1. Montaje de los especímenes en una resina epóxica con un módulo de elasticidad de 3 Gpa o superior.
2. Simulación de una pérdida ósea periimplantaria dejando 3mm de implante expuesto, desde el cuello del implante en sentido corono-apical.
3. Colocación del espécimen en un ángulo de 30°.

3.6.1 Selección de la resina epóxica.

Para llevar a cabo el montaje de los especímenes se evaluaron previamente dos tipos de resinas epóxicas propuestas en la literatura científica¹⁵⁷ para este tipo de ensayos. Para comprobar el módulo de elasticidad de ambas resinas, se fabricaron dos bloques mediante la utilización de un molde de silicona (ATM-M[®], Mammelzen, Alemania) de un tamaño de 55 mm de largo, 30 mm de ancho y 22 mm de altura. Posteriormente ambos bloques fueron cortados en unidades más pequeños de 3 mm de grosor, usando una recortadora de precisión (Isomet 5000[®], Buehler[®], Lake Bluff MN, EEUU).

El módulo de elasticidad de ambas resinas fue calculado realizando un ensayo de flexión en tres puntos. La parte inferior de los bloques fue apoyada sobre dos soportes, mientras que en la superior fue aplicada la carga.

Los ensayos se realizaron a temperatura ambiente en la máquina de ensayos universales con una velocidad de aplicación de carga constante, con un valor de 0.005 cm/min⁻¹. La distancia de los apoyos inferiores fue de 40 mm.

La deformación máxima se calculó por medio de la siguiente expresión matemática:

$\varepsilon = \frac{6 \cdot D \cdot h}{L^2}$ <p><i>Probeta prismática:</i></p>

Donde ϵ es la deformación unitaria, D es el desplazamiento, L la distancia entre apoyos y h es el espesor de la muestra

Tras evaluar ambas resinas, la primera resina obtuvo un valor de 0,15 Gpa (Vishay® PL-2, Vishay®, precision group, Malvern PA, EEUU) mientras que la segunda obtuvo un módulo de elasticidad de 12 Gpa (Epoxyure resin, Buehler®, Lake Bluff MN, EEUU) similar al hueso humano (18 Gpa), que fue finalmente seleccionada para el montaje de los especímenes del estudio.

3.6.2 Simulación de la pérdida ósea periimplantaria.

Todos los especímenes fueron montados en la resina epóxica seleccionada, utilizando cuatro moldes de silicona con las medidas anteriormente descritas. Los especímenes se introdujeron en la resina epóxica utilizando posicionadores de silicona. Estos posicionadores, colocados horizontalmente sobre el molde, permitieron dejar tres milímetros del implante al descubierto desde la plataforma en sentido apical, simulando una pérdida ósea periimplantaria según las especificaciones de la norma de estandarización internacional.

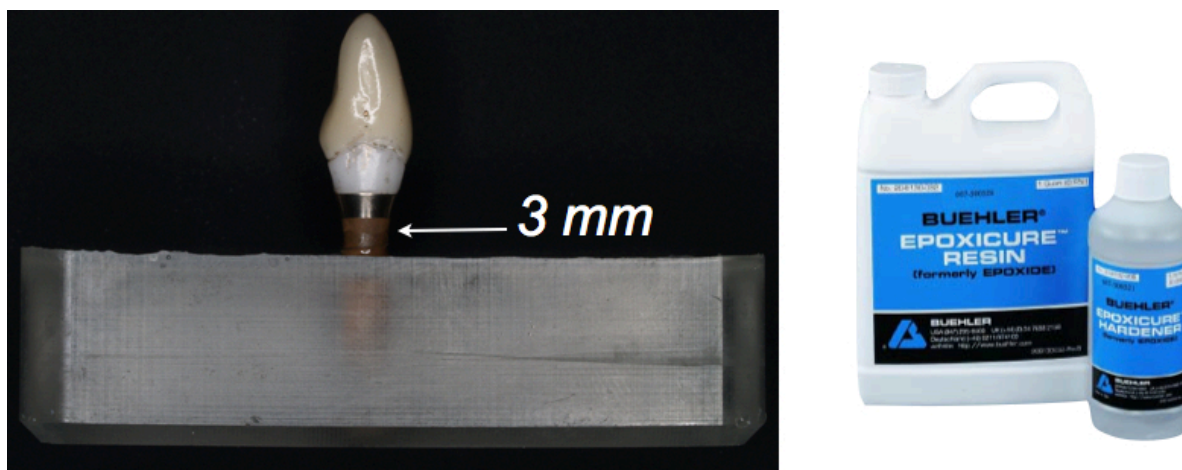


Fig 47. Especimen ZZ 01 montado en la resina epóxica Buehler Epoxyure® Resin.

3.6.3 Colocación del espécimen en un ángulo de 30°.

Para poder situar los especímenes en un ángulo de 30° se diseñó una pieza especial, que permitiera poder introducir los especímenes en la máquina de ensayo universal (Shimadzu® AG-x series, Kyoto, Japón) en el ángulo requerido por la norma ISO. Esta pieza fue diseñada con dos mordazas de sujeción y con la posibilidad de poder girarse en sentido horizontal para garantizar la colocación de todos los especímenes siempre en la misma posición, así como también se diseñó para que no sufriera ningún tipo de deformación o alteración durante la aplicación de la carga.

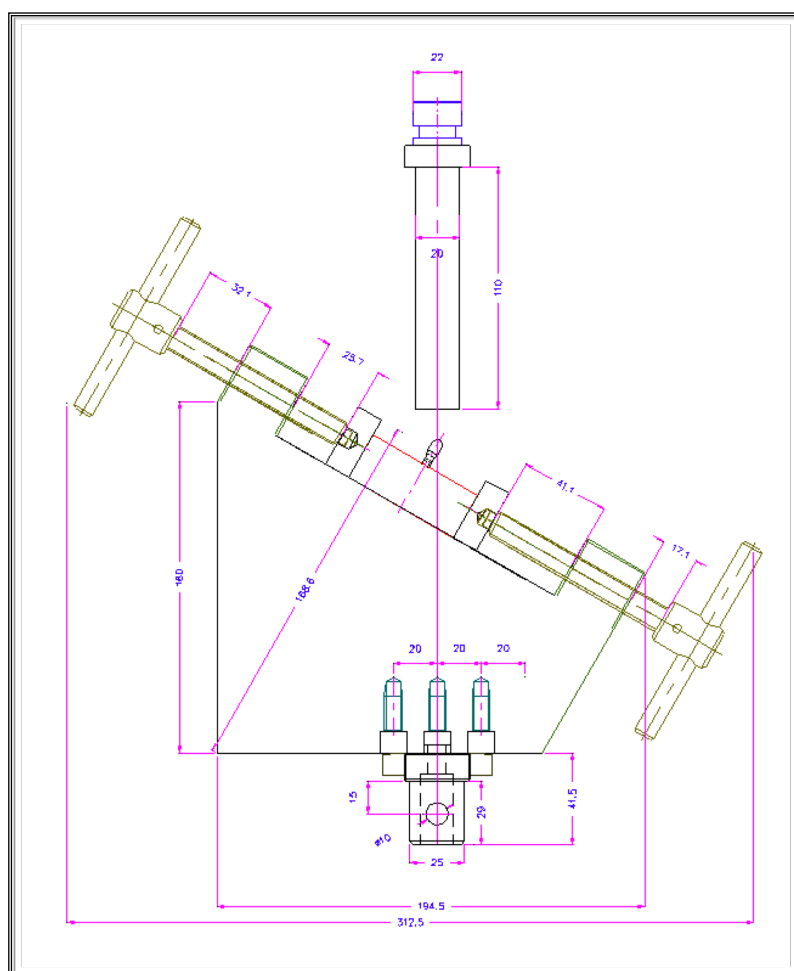


Fig 48. Plano de la pieza utilizada para la colocación de las muestras en un ángulo de 30°.

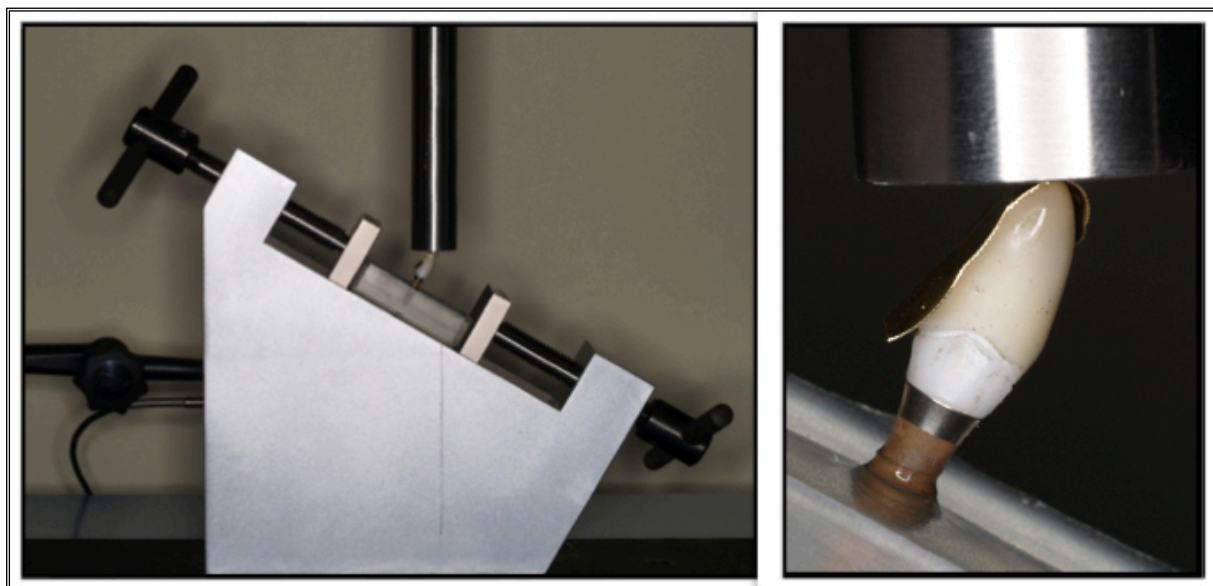


Fig 49. Pieza colocada en la máquina de ensayo universal con el espécimen colocado en un ángulo de 30°.

Las pruebas de resistencia a la fractura se llevaron a cabo en una máquina de ensayo universal (Shimadzu AG-x series®, Shimadzu®, Kyoto, Japón) con una célula de carga de 5000 N.

En un espécimen de prueba fabricado con un pilar de circonia y una corona de circonia se aplicó la carga a nivel del cingulo de la corona. La curva carga-deformación obtenida nos mostró que el aditamento de la célula resbalaba y no tenía un punto aplicación estable, impidiendo determinar en esa curva el comportamiento del espécimen. Para obtener unos resultados estandarizados, la aplicación de la carga se realizó sobre el borde incisal de los especímenes, utilizando un aditamento con una superficie plana interponiendo una lámina de latón de 0,5 mm para distribuir adecuadamente la carga a través de todo el espécimen.

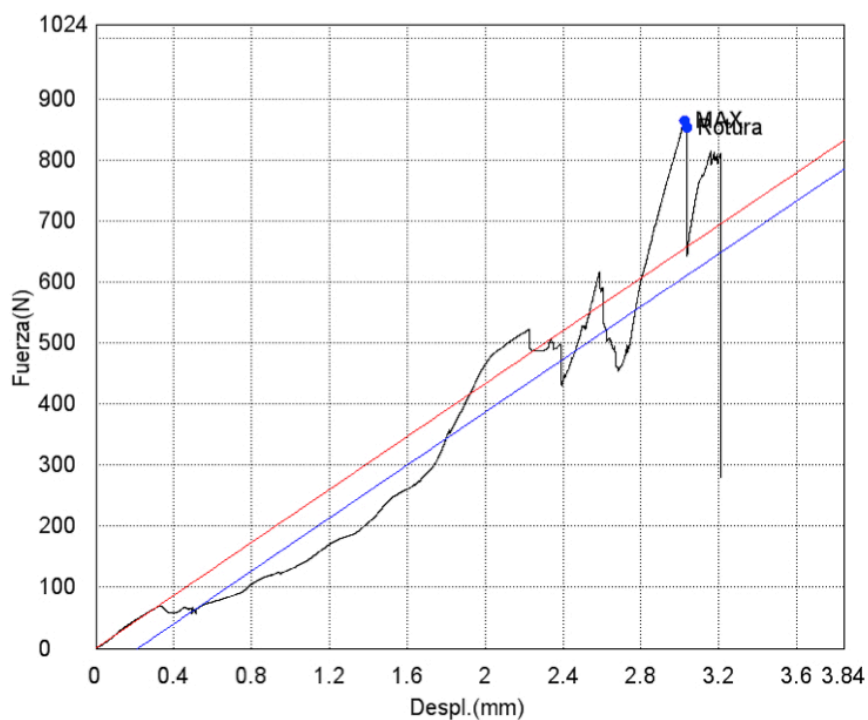


Fig 50. Diagrama de carga-deformación del espécimen de prueba

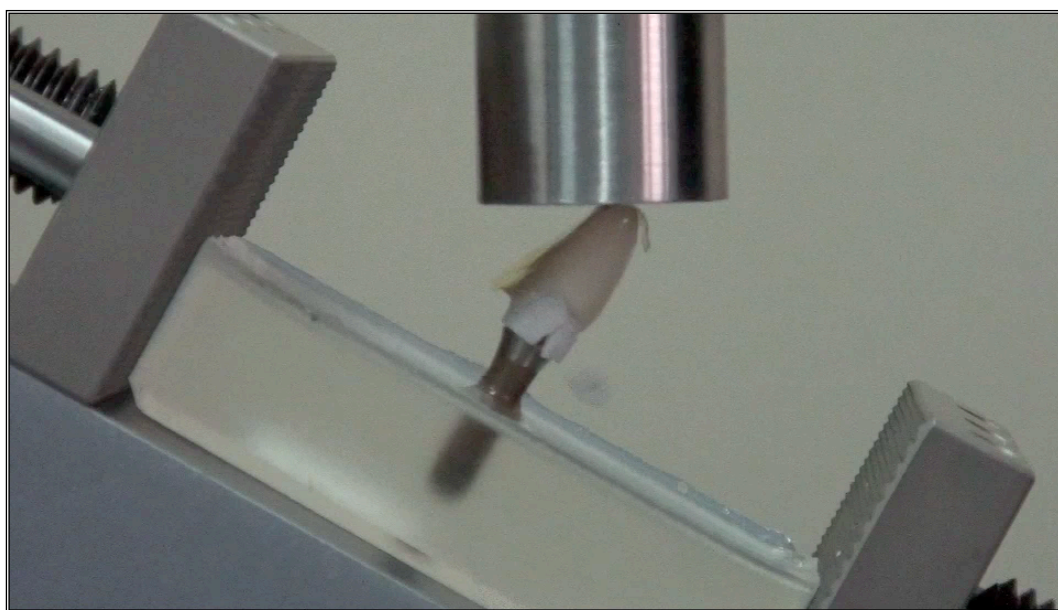


Fig 51. Especimen ZZ 01 en la máquina de ensayo universal en el momento de la prueba

En el estudio que nosotros hemos llevado a cabo, al utilizar especímenes con forma anatómica y con una inclinación de 30° , no se realizan ni un ensayo de carga ni un ensayo de compresión de una manera pura, sino que al aplicar la carga sobre dicho espécimen se



producirán al mismo tiempo fuerzas de compresión por un lado y fuerzas de flexión por otro.

La velocidad de desplazamiento de la célula de carga de la máquina de ensayos universales fue de $0,5 \text{ mm/min}^{-1}$ y la carga fue aplicada hasta producirse el fallo catastrófico de la restauración protésica. Los datos fueron obtenidos en Newtons, mediante una aplicación informática específica (Trapezium X[®] software, Shimadzu[®], Kyoto, Japón) . La aplicación informática mostraba unas gráficas de carga por deformación, que permitió determinar exactamente en cada uno de los especímenes, a que carga se produjo el fallo catastrófico y el tipo de comportamiento mecánico.

Todos los datos recogidos acerca de la resistencia de la rehabilitaciones unitarias implantosoportadas fueron ordenados mediante la aplicación informática Excel[®] 2010 (Microsoft Corporation[®], Redmond WA, EEUU), para seguidamente analizar los datos estadísticamente mediante la aplicación informática SPSS[®] 14.0 para Windows[®] (SPSS[®] inc, Chicago IL, EEUU).



CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO



4.1 CONSIDERACIONES PREVIAS

La presentación de resultados se expondrá en este apartado de forma estructurada en los siguientes 3 puntos:

1. Análisis descriptivo del comportamiento mecánico de las restauraciones implantosoportadas: Se mostrará una gráfica representativa de la relación carga - deformación, explicando el comportamiento mecánico de cada uno de los subgrupos de restauraciones estudiadas. La estadística descriptiva mostrará el resultado de resistencia al fallo catastrófico de cada uno de los especímenes del estudio, así como también los principales estimadores de tendencia central.
2. Estadística inferencial: Determinaremos la igualdad de varianzas de medias, mediante la prueba de Levene y prueba T para igualdad de medias. Se utilizará un test de ANOVA de dos factores de interacción, así como un test de Tukey para realizar una comparación múltiple entre los distintos tipos de pilares y coronas empleadas en el estudio.
3. Tipo de Fallo: Se describirá el tipo de fallo ocurrido en cada uno de los subgrupos, ya que no solo es importante el nivel de resistencia medido en N/cm^2 , sino también cual es el tipo de fallo más característico que ocurre en cada uno de los subgrupos estudiados.



4.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS.

Para realizar el análisis del comportamiento se utilizó una aplicación informática específica (Trapezium, Shimadzu®), que nos permitió generar una gráfica de aplicación de fuerza por desplazamiento de la célula de carga, con la que se pudo analizar el comportamiento mecánico de cada tipo de restauración. Las líneas rojas y azules que se observan en cada una de las gráficas son ajustes que hace el programa informático para calcular el módulo elástico en la parte de deformación elástica. Aunque en nuestro caso no hemos estudiado un único material sino que hemos estudiado un sistema formado por varios materiales este tipo de ajustes realizados por el programa informático no tienen sentido físico, pero pueden ayudarnos a indicar qué material es el que está controlando la deformación plástica.

En el caso de los grupos ZC y ZE, formados por una corona de disilicato de litio y un pilar de circona, el comportamiento mecánico de ambos sistemas es similar. En ambos casos tenemos una rotura frágil. En estos dos grupos el pilar de circona manda en los primeros estadios de carga y luego la corona de disilicato se deforma, se separa y se rompe junto al pilar. El valor de rotura es similar ya que el pilar de circona es el que “aguanta” el sistema hasta que rompe. La desviación que observamos en la gráfica del espécimen del grupo ZE puede ser debida a que el módulo elástico del disilicato de litio es menor (65 Gpa), que el de la circona (230 Gpa). El tipo de comportamiento mecánico que presentan este tipo de sistemas de restauración protésica es de tipo frágil.

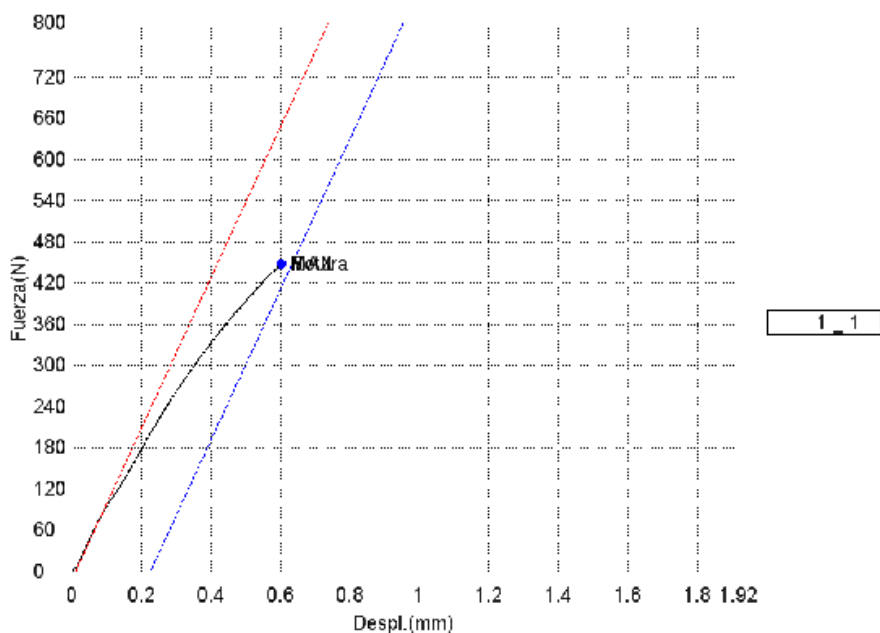


Fig 52. Gráfica de fuerza de aplicación por desplazamiento de la célula de carga del espécimen ZC 01.

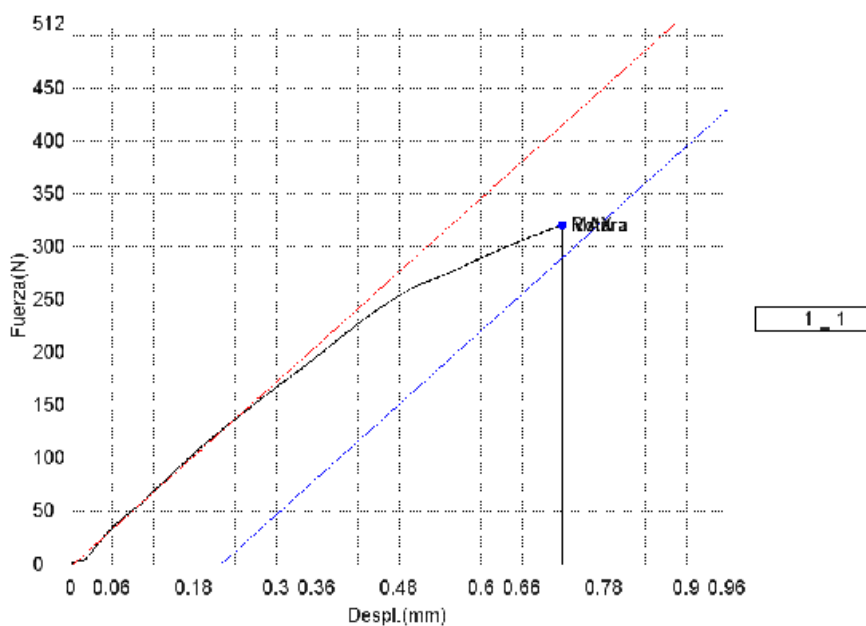


Fig 53. Gráfica de fuerza de aplicación por desplazamiento de la célula de carga del espécimen ZE 01.

En el grupo ZZ, la gráfica nos muestra una pendiente clara, con una rotura frágil del sistema sin ningún tipo de deformación plástica, debido a la rigidez que tiene la circona con un módulo de elasticidad de 230 Gpa. Por lo que el sistema restaurativo formado por corona y pilar de circona, presenta un comportamiento frágil, al igual que los grupos con coronas de disilicato de litio y pilares de circona.

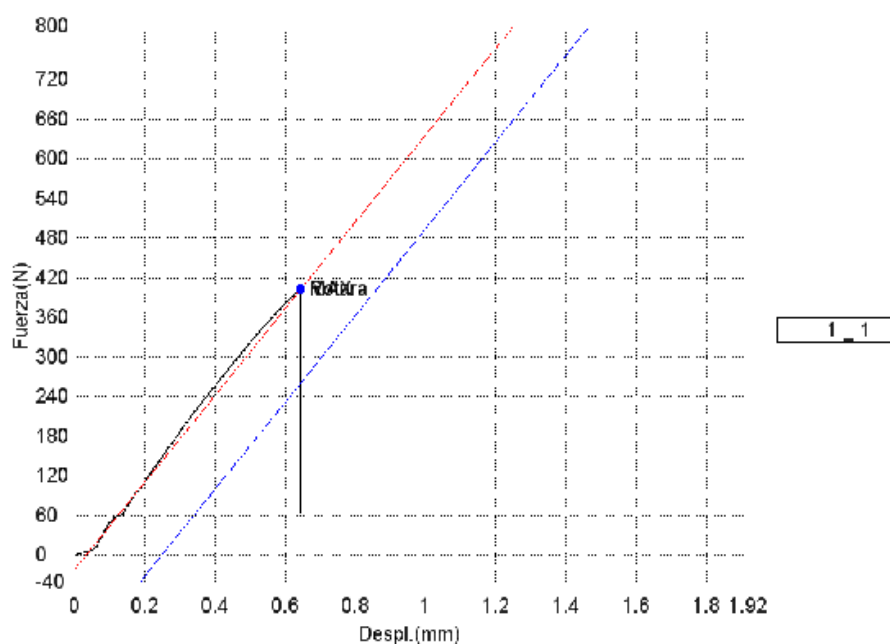


Fig 54. Gráfica de fuerza de aplicación por desplazamiento de la célula de carga del espécimen ZZ 01.

En el caso del grupo TZ, formado por una corona de circona y un pilar de titanio, el comportamiento mecánico es completamente diferente a lo mostrado en los grupos con pilares de circona. En este caso es la corona de circona la que marca el comportamiento mecánico. El pilar de titanio y/o la plataforma del implante se deforman plásticamente sin llegar a producirse la fractura de la corona de circona. Lo que parece que ocurre en este caso es que al utilizar las coronas cerámicas sobre un pilar metálico y debido a su mayor módulo elástico (por lo cual tiene una mayor rigidez), el pilar de titanio se deforma plásticamente antes y con menos carga. Este comportamiento mecánico se debe a la diferencia entre módulos elásticos de los materiales empleados en las restauraciones de este grupo y como se distribuyen las cargas a través del sistema. En este caso el comportamiento mecánico de este sistema restaurador es de tipo de tenaz, con un alto grado de deformación plástica.

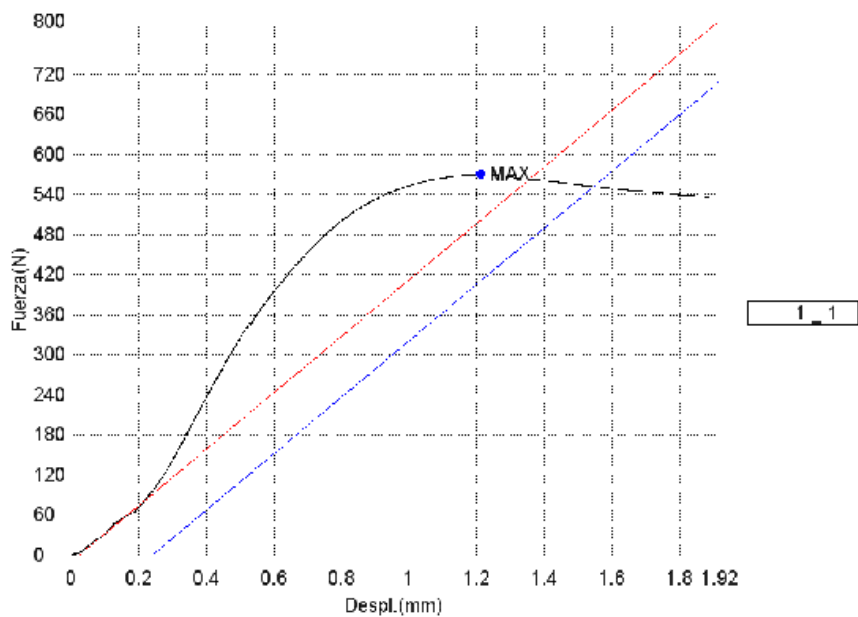


Fig 55. Gráfica de fuerza de aplicación por desplazamiento de la célula de carga del espécimen TZ 01.

En el caso de los grupos TC y TE formados ambos por coronas de disilicato de litio y un pilar de titanio, la desviación que observamos en ambas curvas se debe a que el módulo elástico del disilicato es inferior al del titanio, mostrando un ligero comportamiento tenaz en comparación con los sistemas restauradores que contienen un pilar de circona.

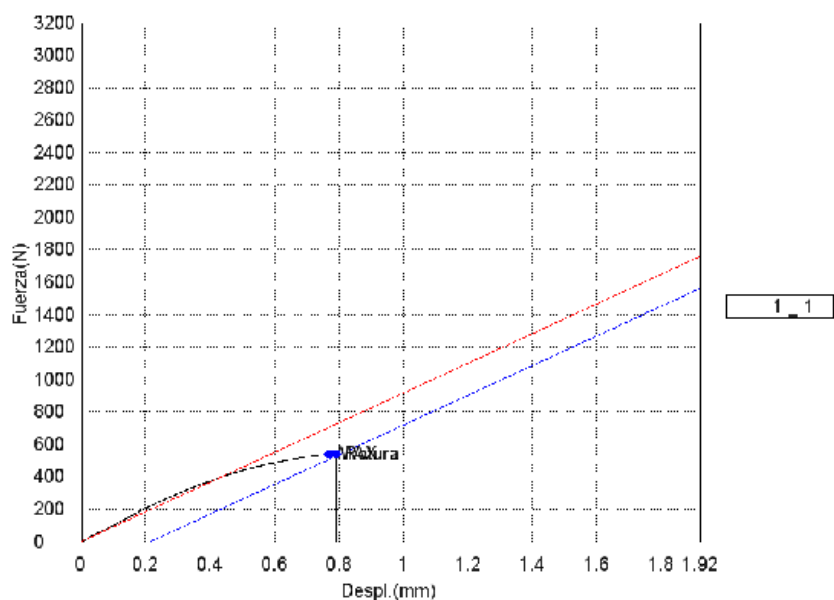
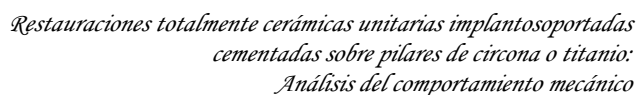


Fig 56. Gráfica de fuerza de aplicación por desplazamiento de la célula de carga del espécimen TC 01.



97



Grupos experimentales

Espécimen	Subgrupo TC	Subgrupo TE	Subgrupo TZ	Subgrupo ZC	Subgrupo ZE	Subgrupo ZZ
1	516,44	513,98	500,32	418,24	411,1	352,93
2	611,68	558,87	570,17	376,4	310,87	363,14
3	564,22	405,88	486,11	447,47	420,42	328,58
4	540,4	481,38	534,4	304,95	351,84	325,46
5	560,18	451,38	378,81	417,75	320,78	220,64
6	591,48	543,9	514,27	376,7	350,8	382,91
7	536,64	455,98	436,99	427,29	400,4	403,3
8	539,09	528,15	502,73	334,95	401,1	388,69
9	571,48	426,23	525,03	396,62	322,81	248,26
10	554,2	461,2	510,7	429,25	339,9	389,97
Media	558,58	482,29	495,91	392,96	363	340,36
Desviación Estándar	35,2	58,4	53,4	55,3	50,5	61,8
Mediana	557,19	471,29	506,5	417,75	351,84	358,03
I.C 95% Límite Superior	579,01	503,18	534,16	461,66	425,81	384,57
I.C 95% Límite Inferior	535,38	439,4	457,65	324,26	300,19	296,14

Tabla 1. Valores obtenidos por cada espécimen, media, desviación estándar de cada uno de los subgrupos estudiados, mediana y límite superior e inferior de la media a un intervalo de confianza del 95%.

Estadístico de grupo

Tipo de Pilar		N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Fallo Catastrófico (N/cm ²)	Titanio	30	508,17	57,08478	12,76455
	Zirconio	30	359,17	59,02226	13,19778

El estadístico de grupo muestra como los pilares de titanio independientemente del tipo de corona soportada, obtienen un resultado más alto (508,17 N), que los pilares de circonia (359,17 N).

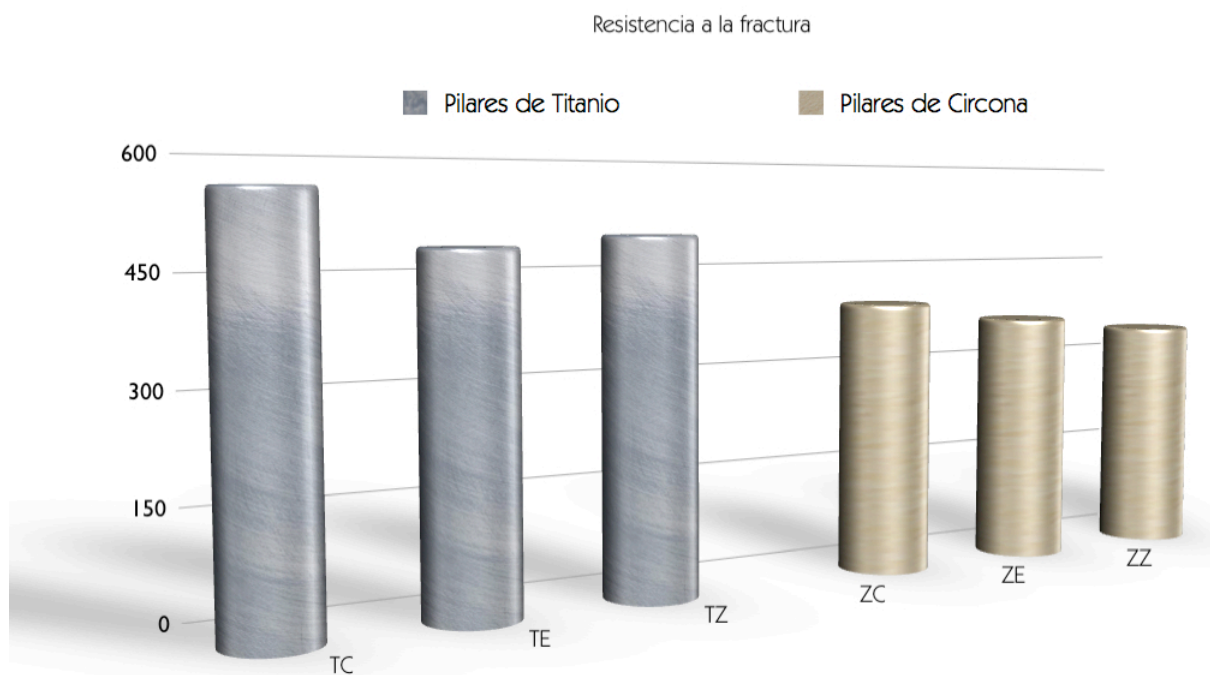


Fig 58. Gráfica de barras de la media de todos los grupos estudiados.

4.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

		Prueba T para la igualdad de medias			
		Diferencia de medias	Error típico de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
				Límite inferior	Límite superior
Fallo Catastrófico (N/cm²)	Se han asumido varianzas iguales	149,00400	18,36069	111,83472	186,173228
	No se han asumido varianzas iguales	149,00400	18,36069	111,83337	186,17463

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Fallo catastrófico (N/cm²)	Se han asumido varianzas iguales	0,168	0,684	8,115	38	0,000
	No se han asumido varianzas iguales			8,115	37,958	0,000

Para la prueba de Levene el p-valor es de 0.684, lo que nos lleva a aceptar que las varianzas son iguales. Asumiendo varianzas iguales, en la prueba T para igualdad de medias el p-valor es igual a 0.000, por lo que tenemos que rechazar la hipótesis nula y aceptar que



existen diferencias en la media entre el grupo de pilares de circonita y el grupo de pilares de titanio.

Efecto	df	Suma de cuadrados	Media Cuadrática	F	Sig.
Pilares	1	194011.1	194011.1	65.1	0,0001
Coronas	2	23767.4	11883.7	3.9	0,028
Interacción	2	3110.9	1555.4	0.5	0,598
Error	54	101225.5	2977,2		
Error Total	59	350125.6			

En el análisis de la varianza con dos factores de interacción, la variable dependiente es la resistencia a la fractura o al fallo catastrófico, mientras que las variables independientes en este caso fueron el tipo de pilar y el tipo de coronas totalmente cerámicas empleadas. El test muestra como los resultados fueron influenciados por el tipo de pilar ($p=0,0001$) y por el tipo de corona utilizada ($p=0,028$), mientras que la interacción de ambos factores no influyó en los resultados obtenidos ($p=0,598$).

Test de Tukey

(I) Corona	(J) Corona	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite Inf	Límite Sup
IPS e.max Press	IPS e.max CAD	-53,1230	24,40169	0,090	-112,9178	6,6718
	IPS e.max ZirCad	-10,1625	21,13249	0,975	-47,2693	56,2983
IPS e.max CAD	IPS e.max Press	53,1230	24,40169	0,090	-6,6718	112,9178
	IPS e.max ZirCad	57,6375	21,13249	0,026	5,8537	109,4213
IPS e.max ZirCad	IPS e.max Press	-4,5145	21,13249	0,975	-56,2983	47,2693
	IPS e.max CAD	-57,6375	21,13249	0,026	-109,4213	-5,8537



El test de comparaciones múltiples solo fue aplicado al tipo de corona protésica. El test muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las coronas de IPS e.max Press® e IPS e.max CAD® ($p=0,09$). De igual manera, no existen diferencias estadísticamente significativas entre las coronas IPS e.max Press e IPS e.max ZirCad® ($p=0,975$). Por otro lado el test detecta que existen diferencias estadísticamente significativas entre las coronas de IPS e.max CAD® e IPS e.max ZirCad® ($p=0,026$).

4.4 TIPO DE FALLO

Grupos experimentales

Tipo de Fallo	Subgrupo TC	Subgrupo TE	Subgrupo TZ	Subgrupo ZC	Subgrupo ZE	Subgrupo ZZ
Fractura Completa de la Corona	10	10	0	0	0	0
Fractura del Pilar sin Fractura de la Corona	0	0	0	0	1	10
Fractura del Tornillo	0	0	0	0	0	0
Fractura de la Corona y del Pilar	0	0	0	10	9	0
Distorsión del Cuello del Implante	0	0	10	0	0	0

En el grupo de pilares de titanio el tipo de fallo registrado tanto en los subgrupos TC y TE, que soportan coronas de disilicato de litio, fue la fractura de la corona, antes de que se produjera ningún tipo de alteración sobre el pilar de titanio o sobre el implante. En el caso del subgrupo TZ, con coronas de circonita, no se llegó a producir la fractura de la corona, pero si la deformación de la plataforma o cuello del implante.

En el grupo de pilares de circonita, los dos subgrupos con coronas de disilicato de litio (ZC y ZE), mostraron la fractura del pilar y de la corona simultáneamente, a excepción de un espécimen en el subgrupo ZE, en el que se produjo solamente la fractura del pilar. En el subgrupo ZZ, con coronas de circonita, en todos los casos se produjo la fractura del pilar antes que la corona.

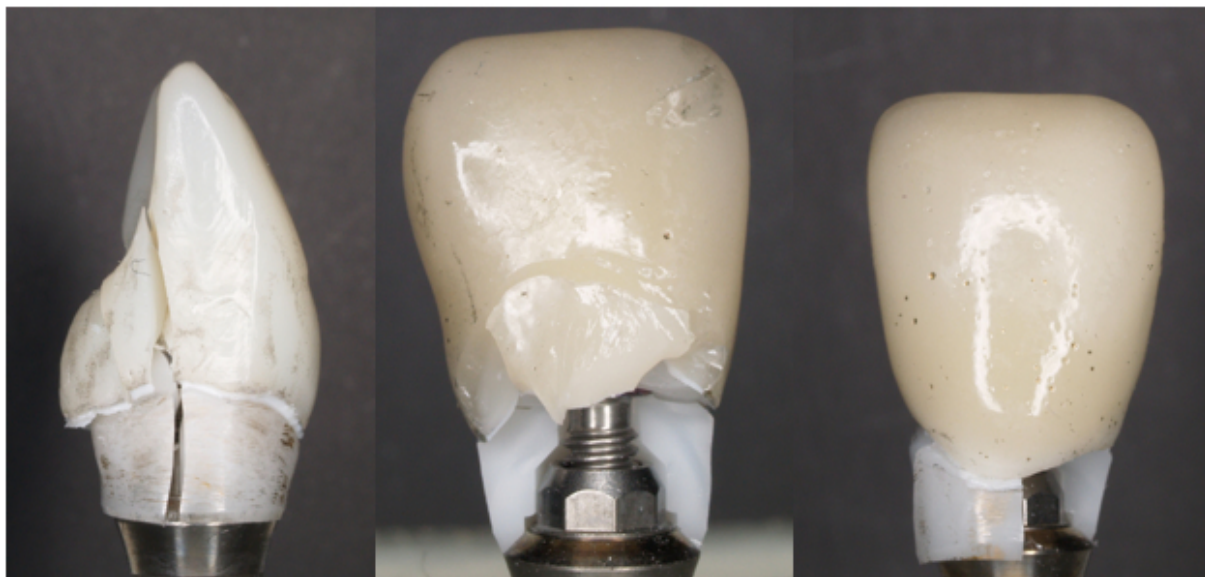


Fig 59. Especímenes ZC 03 y ZE 05, en los que se puede apreciar como se ha producido la fractura de la corona y del pilar. Por último el espécimen ZZ 06, en el que se puede ver como se ha fracturado el pilar a nivel cervical.



Fig 60. Especímen TZ 01, en el que la corona quedó intacta y se descementó para comprobar los daños a nivel del pilar o del tornillo de sujeción. Puede apreciarse como se ha producido a nivel de la plataforma del implante una deformación.



Fig 61. Implante del espécimen TZ 10, retirado del bloque de resina epóxica para su evaluación. Se puede observar como la plataforma y el cuello del implante se deformaron tras la aplicación de la carga.



CAPÍTULO 5: DISCUSIÓN



Como ya se reseñó en la introducción, el aumento en los requerimientos estéticos por parte del paciente, unidos al interés por no agredir dientes con preparaciones para puentes, ha convertido a los implantes en el tratamiento de elección en la sustitución de dientes anteriores.

Por otra parte, el desarrollo y aplicación de materiales totalmente cerámicos ha revolucionado durante los últimos 10 años los protocolos terapéuticos siendo posible la utilización de pilares cerámicos como alternativa a la utilización de pilares metálicos.

En este estudio, hemos evaluado el comportamiento de distintas variables relacionadas con la resistencia de combinaciones de coronas totalmente cerámicas sobre pilares de circonita o de titanio. Los resultados obtenidos muestran unos valores de resistencia a la fractura más elevados para todos los sistemas de coronas totalmente cerámicas que han sido cementadas sobre un pilar de titanio. Además, cuando hemos evaluado la resistencia a la fractura de los distintos tipos de coronas empleados sobre pilares de circonita, hemos encontrado que las coronas de disilicato de litio monolíticas, obtuvieron resultados de resistencia mecánica más altos que las elaboradas con disilicato de litio inyectado y que las elaboradas con circonita.

La máxima carga que pueden llegar a soportar tanto los pilares metálicos, como los cerámicos restaurados con coronas totalmente cerámicas ha sido evaluado en otros estudios previos con resultados que van desde los 170 N/cm² hasta 1454 N/cm² ^{154, 158-164}. En el estudio de *Yildirim y cols* ¹⁵⁴ evaluaron la resistencia a la fractura de coronas feldespáticas de alta resistencia reforzadas con leucita (IPS Empress I®, Ivoclar Vivadent®) sobre pilares de alúmina y sobre pilares de circonita que estaban atornillados a unos implantes de conexión externa. Los resultados que obtuvieron estos autores, mostraron grandes diferencias en cuanto a la resistencia a la fractura entre los dos tipos de pilares estudiados. En el caso de las restauraciones en las que se utilizaron pilares de alúmina la resistencia a la fractura fue menor (280N/cm²), cuando se compara con las restauraciones fabricadas con pilares de circonita, las cuales registraron una resistencia superior (737N/cm²). En nuestra

investigación hemos utilizado diferentes tipos de coronas totalmente cerámicas obteniendo valores inferiores ($340\text{--}393\text{N/cm}^2$) a los logrados por *Yildirim y cols*¹⁵⁴, cuando comparamos los resultados que ellos obtuvieron en restauraciones con pilares de circonita. Esta diferencia de resultados puede deberse en gran parte a la metodología que fue empleada por estos autores. En nuestra investigación, nuestros implantes fueron embutidos en una resina epóxica simulando una pérdida ósea vertical de 3mm, de acuerdo a una de las especificaciones que existe en la norma ISO 14801¹⁴¹, mientras que en el estudio de *Yildirim y cols*¹⁵⁴, todos los especímenes fueron embutidos hasta el cuello del implante, sin simular esta supuesta pérdida ósea periimplantaria. Debido a esta diferencia, las cargas aplicadas en estos dos estudios pudieron haber causado diferentes brazos de palanca, lo que puede producir ciertas diferencias en la propagación del estrés mecánico a través del sistema, que pueden explicar las diferencias de resultados entre ambos estudios. Por otra parte, en el estudio de *Yildirim y cols*¹⁵⁴, fueron utilizados implantes de conexión externa, mientras que en nuestro caso hemos utilizado implantes de conexión interna con un altura del cuello de 1.8mm, lo que produce un mayor aumento en el momento de flexión y por lo tanto unos resultados de resistencia mecánica más bajos.

La utilización de los parámetros de la norma ISO 14801¹⁴¹ y en concreto el parámetro que indica la simulación de una pérdida ósea vertical de 3 mm, muestra una situación que trasladado a nivel clínico es muy desfavorable. La pérdida ósea vertical alrededor de un implante después de su colocación es algo que puede llegar a ocurrir, pero afortunadamente, las pérdidas óseas en torno a los 3 mm se suelen producir raramente. Esta pérdida ósea simulada de 3mm puede llegar a considerarse excesiva y debido además al tipo de implante que hemos utilizado donde la plataforma queda fuera del hueso, hace más susceptible a las restauraciones que nosotros hemos estudiado a la aparición de un fallo catastrófico de manera más prematura. Por lo tanto tenemos que tener en cuenta, que es posible que los resultados obtenidos en nuestra investigación hubieran sido diferentes y más altos, si los implantes hubieran sido embutidos a nivel del cuello en vez de haber simulado esta pérdida ósea. En este sentido, creemos que es necesario realizar más investigaciones, comparando la resistencia mecánica de estas restauraciones en función del número de milímetros de



simulación de pérdida ósea, valorando adecuadamente, si este factor tiene influencia o no en la resistencia.

En otro estudio ¹⁶³ de similares características, en el que se emplearon pilares de circonita iguales a los de este estudio, junto con coronas feldespáticas reforzadas con leucita fabricadas por tecnología CAD/CAM, los resultados de resistencia a la fractura (283 N/cm^2) fueron menores a los obtenidos por *Yildirim y cols*¹⁵⁴. En este mismo estudio de *Sailer y cols*¹⁶³ la aplicación de la carga fue realizada a nivel del cúngulo de las coronas y no a nivel del borde incisal como en nuestro caso. En un espécimen de muestra utilizado en esta investigación se aplicó la carga a nivel del cúngulo de la corona protésica. Los valores mostrados por este espécimen formado por una corona de circonita y un pilar de circonita fueron elevados (865 N/cm^2), pero la curva de carga-deformación obtenida, no nos permitió poder valorar el comportamiento mecánico de esta restauración, debido a que el aditamento de la célula de carga resbalaba. Esta diferencia en el punto de aplicación de la carga puede influir en la transmisión de las cargas y en el acumulo de estrés mecánico, dando lugar a diferentes resultados.

*Sundh y Sjögren*¹⁶¹ evaluaron la resistencia a la fractura de pilares de titanio y de circonita restaurados con distintos tipos de cofias totalmente cerámicas. Ellos encontraron que la resistencia en los pilares de circonita tenía resultados similares o incluso superiores a los pilares de titanio (más de 300 N/cm^2). Estos resultados obtenidos por *Sundh y Sjögren*¹⁶¹ no están en concordancia con los resultados que nosotros hemos obtenido en nuestro estudio. En nuestra investigación la aplicación de la carga se realizó en un ángulo de 30° respecto al eje longitudinal de los implantes, mientras que en el estudio anterior, la carga se aplicó de manera perpendicular al eje longitudinal del implante, utilizando un aditamento en forma de cincel, lo que probablemente incrementó el estrés mecánico en la unión entre pilar e implante. Debido a que las pruebas de carga en este estudio se realizaron sobre las cofias y no sobre restauraciones con una forma anatómica, este hecho puede haber contribuido a una diferencia de resultados entre este estudio y la investigación que hemos llevado a cabo. Según *Cho y cols*¹⁶⁰, bajo una carga vertical, la resistencia a la fractura de los pilares de titanio fue casi el doble que la de los pilares cerámicos, pero sin embargo, bajo una carga oblicua



(45°), no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre pilares de titanio y pilares cerámicos ¹⁶⁰.

En esta investigación, no fueron utilizados sistemas de envejecimiento artificial para las muestras, así como tampoco carga dinámica para evaluar los especímenes, lo que podría considerarse como una limitación. La carga dinámica puede producir grietas de propagación en la cerámica, que podrían haber afectado a los resultados obtenidos. Los resultados que nosotros hemos obtenidos pueden extrapolarse a nivel clínico, a fracasos en una primera fase, que no están producidos por la fatiga de los materiales utilizados. La carga cíclica, así como también la fatiga termo-mecánica puede reducir la resistencia de los pilares de circonita de manera significativa. *Gehrke y cols* ¹⁶⁶ en un estudio con pilares de circonita, evaluaron la resistencia de las muestras sometidas a carga cíclica frente a aquellas en las que no se había utilizado, en las cuales obtuvieron unos resultados de 672 N/cm², mientras que los pilares de circonita que fueron expuestos a 5.000.000 de ciclos de carga, mostraron una reducción significativa de la resistencia hasta los 405 N/cm². En otros dos estudios ^{159,167} evaluaron la resistencia a la fractura mediante un simulador de masticación en restauraciones implantosoportadas totalmente cerámicas. Noventa y seis implantes de conexión interna fueron restaurados con pilares de titanio, alúmina y circonita y con coronas de alúmina y de circonita. Las muestras fueron expuestas a 1.200.000 ciclos para simular 5 años de uso a nivel oral. Los resultados obtenidos para los pilares de titanio restaurados con coronas de circonita fue de 1251 N/cm², mientras que la combinación pilar de circonita con corona de circonita, obtuvo un resultado de 457 N/cm². Aunque los especímenes del estudio no fueron envejecidos, los resultados son sorprendentemente bajos. En teoría, el efecto del envejecimiento a través de las condicionantes ambientales podría alterar la fase tetragonal metaestable cristalina de la circonita ¹⁶⁰. Las consecuencias de este proceso son múltiples e incluyen la degradación de la superficie con la aparición de microfracturas y la disminución de la resistencia. La exposición a largo plazo de la circonita a la humedad y a los ciclos térmicos conduce a una degradación a baja temperatura de este material. Sin embargo en la actualidad existe controversia acerca si esta degradación supone una disminución en la resistencia a la fractura.



A pesar de que en nuestro estudio no hemos realizado ningún tipo de envejecimiento artificial, los bajos resultados que hemos obtenido en cuanto a la resistencia a la fractura en comparación con otros estudios, puede explicarse según la colocación del implante en la resina. En nuestra investigación la pérdida ósea simulada fue de 3 mm, que junto con el cuello del implante de una altura de 1,8 mm, suponen un total de 4,8 mm de implante fuera de la resina. Este condicionante hace difícil comparar nuestros resultados con los obtenidos por otros autores. Los nuevos estudios acerca de restauraciones implantoportadas totalmente cerámicas, deberían seguir una serie de normas de estandarización, para poder homogeneizar los resultados.

Los resultados de resistencia a la fractura, tiene que ir acompañados del análisis del tipo de fallo catastrófico ocurrido. Los tipos de fracaso registrados fueron bastante uniformes. En el caso de las coronas de disilicato de litio sobre pilares de titanio independientemente de la técnica de fabricación, encontramos que únicamente se fracturaron las coronas, sin sufrir alteraciones en los pilares. No se encontraron diferencias, en cuanto al tipo de fractura ocurrida en todas las coronas de disilicato de litio sobre pilares de titanio, lo que indica que las coronas fabricadas por tecnología CAD/CAM a partir de un bloque cerámico, no suponen ninguna ventaja en cuanto a la resistencia a la fractura con respecto a las coronas cuyo núcleo está fabricados por técnicas de inyección y posteriormente se consigue la forma anatómica y las características ópticas mediante una cerámica de recubrimiento. Aunque en un estudio realizado por *Albrecht y cols*¹⁶⁴ en el que evaluaron la resistencia a la fractura en restauraciones fabricadas con pilares de circonita y coronas de disilicato de litio o de leucita tenían dos diferentes formas anatómicas, ellos encontraron una mayor resistencia a la fractura en las coronas monolíticas. Estos autores evaluaron, por un lado pilares y coronas con la forma anatómica de un incisivo central y por el otro lado especímenes con la forma de un premolar. Sobre los pilares de circonita con forma de premolares utilizaron dos coronas monolíticas fabricadas mediante tecnología CAD/CAM y coronas con un recubrimiento estético realizado de manera manual. Aunque el modo de aplicación de la carga fue siguiendo el eje axial del implante, siendo diferente a la metodología empleada por nosotros, los resultados mostraron una mayor resistencia a la fractura en las restauraciones con coronas monolíticas (1875 N/cm²) que las restauraciones



con coronas en las que se realizó un recubrimiento manual (977 N/cm^2). Albrecht y cols¹⁶⁴ encontraron que las coronas monolíticas de disilicato de litio mostraron mejores resultados que las coronas de disilicato en las que se hizo un recubrimiento estético convencional.

Cuando hemos evaluado las coronas de disilicato de litio sobre pilares de titanio, debido a la menor resistencia que poseen las cerámicas reforzadas con disilicato de litio frente al titanio, en este tipo de restauraciones el componente más débil es la propia cerámica, fracturándose esta antes de que se produzca cualquier tipo de fallo a nivel del pilar, pero el tipo de fallo no ocurre del mismo modo cuando el pilar es de circonita, en esta combinación se produjo la fractura tanto de la corona como del pilar. También es importante recalcar que aunque los pilares de titanio no sufrieron ningún tipo de fallo con coronas de disilicato de litio, desde un punto de vista estético en una situación clínica, este tipo de restauraciones no son la mejor opción para la resolución de casos en el sector anterior, debido a la translucidez de este tipo de cerámica, que puede dar a un aspecto grisáceo de la restauración. Actualmente tenemos la posibilidad de utilizar pilares de titanio nitrurados, que ofrecen un color dorado. Debido al aspecto de este tipo de pilares podemos mejorar la apariencia estética de las coronas de disilicato de litio, manteniendo al mismo tiempo las propiedades mecánicas que tiene el titanio³⁹.

Entre todos los grupos estudiados, los pilares de circonita con coronas también de circonita, experimentaron la fractura del pilar, sin la fractura de la corona. Aunque el resultado estético con este tipo de restauraciones puede ser óptimo en el sector anterior, el tipo de fallo ocurrido en estas restauraciones es preocupante.

Curiosamente las coronas de circonita sobre pilares de titanio, tampoco se fracturaron. En este subgrupo no se produjo tampoco la fractura del pilar, sino que se observaron distorsiones a nivel de la plataforma del implante. Este resultado es debido a que el titanio es más tenaz que la circonita, al tener una mayor capacidad de deformación plástica. Leutert y cols¹⁶⁹ en un estudio de similares características al utilizar pilares de titanio con coronas de cerámica feldespática de alta resistencia, encontraron deformaciones a nivel del pilar y del implante, así como también en algunos casos la fractura del implante. En nuestra investigación



esta deformación del implante se dio solamente en las restauraciones formadas por un pilar de titanio y una corona de circonita, pero cuando se utilizó un material cerámico con una mayor elasticidad como es el disilicato de litio, el fallo catastrófico ocurrido es el fallo de la corona protésica. Los resultados obtenidos por *Leutert y cols*¹⁶⁹ pueden deberse al tipo de implante empleado en la investigación, el cual presenta una plataforma más pequeña y con un menor apoyo, que puede explicar el tipo de fallo ocurrido utilizando una corona fabricada con una cerámica menos rígida que la circonita.

Desde un punto de vista estético, debido a la menor translucidez de la circonita, comparado con el disilicato de litio, estas coronas de circonita sobre pilares de titanio, pueden ser una opción aceptable para la rehabilitación de implantes unitarios en el sector anterior. Por lo tanto, teniendo en cuenta conjuntamente los valores de resistencia a la fractura y el tipo de fallo ocurrido, parece que la combinación pilar-corona más estable desde un punto de vista mecánico es la formada por los pilares de titanio y las coronas de circonita, aunque en muchos casos en los que el paciente presente una mucosa periimplantaria con un grosor inferior a dos milímetros el riesgo de una coloración grisácea es alto, con el posible fracaso estético del caso.

Cuando evaluamos el tipo de fallo, tenemos que tener en cuenta como se produce la transmisión de las cargas a través de los materiales del sistema restaurativo, así como también donde se produce el mayor acumulo de estrés mecánico *Gerhke y cols*¹⁶⁶ en un estudio de elementos finitos en el que simulaban una restauración con un pilar de circonita, situando los especímenes en un ángulo de 30°, muestran que el estrés mecánico en estos pilares se acumula a nivel cervical del pilar y a nivel del tornillo de retención. Una de las limitaciones del estudio del *Gehrke y cols*¹⁶⁶ es haber evaluado solo el pilar sin una corona protésica, lo cual no es la situación clínica que encontraríamos habitualmente, por lo que el modo de transmisión de cargas, el acumulo de estrés a diferentes niveles y el comportamiento mecánico pueden diferir enormemente y por lo tanto los resultados pueden mostrar grandes diferencias con respecto a los estudios en los que se ha utilizado una corona.



Nuestros resultados en cuanto al comportamiento mecánico de las restauraciones con un pilar de circonita mostraron que gran parte del estrés mecánico es soportado por el pilar y que en el tipo de fallo catastrófico registrado no se observa ninguna fractura y/o deformación en el tornillo de retención, pero si se produce sistemáticamente la fractura del pilar a nivel cervical. El mayor acumulo de estrés mecánico a nivel cervical, puede ser debido en gran parte a la disposición de los especímenes en un ángulo de 30°, a la anatomía del pilar y de la corona y a las diferencias existentes entre el módulo elástico del titanio (117Gpa) y de la circonita (230 Gpa), que pueden producir un mayor acumulo de las tensiones a nivel cervical del pilar, que pueden desembocar en la fractura del pilar a ese nivel.

Aunque en el ensayo in Vitro realizado no ha sido posible emular de manera similar el modo de aplicación de carga que se produce a nivel intraoral, hemos sometido a los especímenes estudiados a una situación crítica de resistencia al cumplir los parámetros de la norma ISO 14801¹⁴¹ e ir aumentando progresivamente la fuerza de aplicación. Los resultados de resistencia obtenidos en nuestro ensayo, están por encima de la máxima fuerza oclusal (300N) que el ser humano es capaz de ejercer a nivel del sector anterior, por lo que a través de los resultados obtenidos podemos pensar que el uso de cualquiera de los sistemas de restauración estudiados en esta investigación son seguros para poder ser usados en casos de edentaciones unitarias a nivel del sector anterior.



CAPÍTULO 6: FUTURAS INVESTIGACIONES



Dentro del campo de estudio de los materiales cerámicos para la fabricación de restauraciones protésicas sobre implantes deberían realizarse nuevos estudios encaminados a conocer “in Vitro,” e “in vivo” el funcionamiento a largo plazo de estos sistemas de restauración. Para ello siguiendo las especificaciones de la norma ISO 14801¹⁴¹, en cuanto a la colocación y montaje del espécimen y modo de aplicación de la carga, deberían realizarse estudios que incluyan al mismo tiempo ensayos de fatiga dinámica y de fatiga estática.

El fenómeno de fatiga dinámica se define ***“cuando un material es sometido a una serie de cargas repetitivas inferiores al punto de fractura del material”***. Esta sucesión de cargas repetitivas como ocurre a nivel intraoral, pueden dar lugar a la aparición y el desarrollo de grietas en los materiales cerámicos que tienen como consecuencia el descenso de las propiedades mecánicas del material o incluso la fractura del mismo. Por otro lado la fatiga estática, es aquella que se produce cuando el material se encuentra expuesto a un determinado medio, en el caso de la cavidad oral estos materiales estarían expuestos a un medio húmedo. La fatiga estática adquiere una gran importancia, en el caso de las restauraciones protésicas fabricadas con circonita, que quedan expuestas al medio oral, como puede ocurrir generalmente en restauraciones sobre implantes, donde el pilar puede estar expuesto en su parte cervical. La exposición a un medio húmedo como es la saliva en conjunción con los cambios de temperatura que pueden generarse en la cavidad oral (entre 5° y 55° grados) puede terminar dando lugar a un fenómeno conocido en Inglés como *“Low temperature degradation”* (degradación de baja temperatura), en el que las propiedades mecánicas de la circonita pueden disminuir drásticamente¹⁷⁰⁻¹⁷³.

Según Fernández-Fraire y cols¹⁷³, las moléculas de agua reaccionan con la itria, la cual inicialmente esta en solución en la circonita para formar cristales de $Y(OH)^3$ en la superficie de los granos tetragonales expuestos al medio. A medida que el agua va extrayendo suficiente itria la fase tetragonal se vuelve inestable, transformándose en fase monoclinica. Este proceso puede tener gran relevancia en la circonita que estamos utilizando para fabricar pilares para prótesis sobre implantes. En la actualidad nuestro grupo de investigación se encuentra terminando un trabajo en el cual se está simulando el efecto de los cambios de temperatura



en la circonita con termociclado y de igual manera se está simulando la puesta en servicio de esta circonita durante 5 años mediante técnicas de autoclavado. Los resultados previos parecen indicar que el termociclado clásico (5° - 55°) no afecta a la transformación de fase, pero si mediante otras técnicas de envejecimiento.

Para mejorar las condiciones de fiabilidad de los estudios de fatiga dinámica en el sector anterior y aunque en la literatura no se encuentran modelos tan complejos, quizás sería adecuado ajustar los valores de carga en torno a los 100/125 N con una frecuencia entre los 2 y los 10 hercios. Además, el sistema debería estar inmerso en saliva artificial con un sistema de bombeo, que disminuya la evaporación y mantenga las propiedades de esta saliva artificial.

También deben ser realizados nuevos estudios, que permitan esclarecer si las cerámicas reforzadas con disilicato de litio, pueden estar indicadas para la fabricación de pilares de prótesis sobre implantes. En el momento actual las casas comerciales están empezando a ofrecer este tipo de pilares para su utilización en la boca, sin conocer si este tipo de pilares en un sistema restaurador sobre implantes puede ofrecer un adecuado comportamiento mecánico. Además este tipo de pilares de disilicato van cementados sobre una base mecanizada que conecta con el implante, al igual que ocurre con otros sistemas de pilares de circonita. Esta variable puede tener influencia en el comportamiento de estas restauraciones, por lo que se debería estudiar minuciosamente el ajuste existente entre el pilar y la base mecanizada y la integridad del cemento, antes y después de un ensayo de carga dinámica.



CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES



A partir de los resultados obtenidos en esta investigación y teniendo en cuenta las limitaciones, podemos concluir que:

- 1. Todos los tipos de rehabilitaciones unitarias implantoportadas estudiadas en esta investigación, presentan un nivel de resistencia (300 N/cm^2) suficiente para su utilización en el sector anterior.*
- 2. Las restauraciones cementadas sobre pilares de titanio, mostraron mayores valores de resistencia a la fractura, que las restauraciones en las que se utilizó un pilar de circonita, así como también un mejor comportamiento mecánico.*
- 3. Dentro de todos los grupos estudiados las restauraciones con un pilar de titanio y una corona de circonita, mostraron el mejor comportamiento mecánico, al no producirse el fallo de ninguno de los elementos del sistema .*



*Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantoportadas
cementadas sobre pilares de circonita o titanio:
Análisis del comportamiento mecánico*

BIBLIOGRAFÍA



1. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants: Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2,359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(3):161-172.
2. Clark EB. An analysis of Tooth color. *J Am Dent Assoc* 1931; 18:2093-2103.
3. Touati B, Miara P, Nathansson D. Transmisión del color y de la luz. Odontología estética y restauraciones cerámicas. Barcelona. Masson S.A, 1999:39-60
4. Joiner A. Tooth color: A review of the literature. *J Dent* 2004; 32 Suppl 1:3-12.
5. Boyde A. Microstructure of the enamel. *Ciba Found Symp* 1997; 20: 19-31
6. Belser UC, Grütter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, Buser D. Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *J Periodontol* 2009; 80(1):140-51.
7. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5):520-5.
8. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CH, Mattiola A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent* 2007;2(3):296-310.
9. Zeighami S, Mahgoli H, Farid F, Azari A. The Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength of Core-Veneer Zirconia-Based All-Ceramic Restorations. *J Prosthodont* 2013; 22(1): 49-53.
10. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Carol Stream (IL): Quintessence; 1994. p. 78-94, 97-114.
11. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-63.
12. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relationships of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol* 1961;32:261-7.
13. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res* 1970;5(3):225-9.
14. Davis NC. Smile design. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2):299-318
15. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Prosthet Dent* 1984; 51(1):24-8.
16. Owens EG, Goodacre CJ, Loh PL, Hanke G, Okamura M, Jo KH, Muñoz CA, Naylor WP. A multicenter interracial study of facial appearance. Part 2: A comparison of intraoral parameters. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):283-8.
17. Watson JF, Crispin BJ. Margin placement of esthetic veneer crowns. Part III: Attitudes of patients and dentists. *J Prosthet Dent* 1981;45(5):499-501.



18. Alpiste-Illueca F. Altered passive eruption (APE): a little-known clinical situation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16(1):100-4.
19. Wu H, Lin J, Zhou L, Bai D. Classification and craniofacial features of gummy smile in adolescents. *J Craniofac Surg* 2010; 21(5):1474-9.
20. Monaco A, Streni O, Marci MC, Marzo G, Gatto R, Giannoni M. Gummy smile: clinical parameters useful for diagnosis and therapeutical approach. *J Clin Pediatr Dent* 2004; 29(1):19-25.
21. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1):11-25
22. Grunder U. Stability of mucosa around single implants and adjacent teeth: 1 year results. *Int J Periodont Rest Dent* 2000; 20(1):11-7.
23. Bahat O. Surgical planning. *J Cal Dental Assoc* 1992; 20(5):31-46
24. Sicilia A , Noguerol B, Cobo J, Zabalegui I. Profile surgical template: A sistematic approach to precise implant placement. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):109-14.
25. Sicilia A , Enrile FJ, Buitrago P, Zubizarreta J. Evaluation of the precision obtained with a fixed surgical template in the placement implants for the rehabilitation of the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):272-7.
26. Zabalegui-Andonegui I. Influencia de la ubicación de los implantes sobre la restauración definitiva. *RCOE* 2002, 7(1): 47-54.
27. La Rocca AP, Alemany AS, Levi P Jr, Juan MV, Molina JN, Weisgold AS. Anterior maxillary and mandibular biotype: relationship between gingival thickness and width with respect to underlying bone thickness. *Implant Dent* 2012; 21(6):507-15.
28. Hochman MN, Chu SJ, Tarnow DP. Maxillary anterior papilla display during smiling: a clinical study of the interdental smile line. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012;32(4):375-83. 25
29. Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho SC, Salama M, Salama H, Garber DA. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol* 2003; 74(12):1785-8.
30. Taleghani M, Roshan S, Baker FL, Denson PS, Herrman AB. Nonsurgical management of interdental papillae loss following extraction of anterior teeth. *Gen Dent* 2008; 56(4):326-31.
31. Perez F, Segalla JC, Marcantonio E Jr, Lauris JR, Ribeiro JG, Ferreira LP. Gingival papilla dimensions in anterosuperior regions adjacent to single-tooth implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012; 32(1):93-100.
32. Siqueira S Jr, Pimentel S, Alves R, Sendyk W, Cury P. Evaluation of the Effects of Buccal-Palatal Bone Width on the Incidence and Height of the Interproximal Papilla Between Adjacent Implants in Esthetic Areas. *J Periodontol* 2013; 84(2): 170-5
33. Borguetti A, Monnet-Corti V. Periodontal Plastic Surgery. Porto Alegre, RS, Brazil: Artmed Ed; 2002:105-107.



34. Zagar M, Knezovic Zlataric D. A quantitative evaluation of the distal displacement of the gingival zenith in the maxillary anterior teeth. *Coll Antropol* 2010; 34 Suppl 1: 225-8
35. Mattos CM, Santana RB. A quantitative evaluation of the spatial displacement of the gingival zenith in the maxillary anterior dentition. *J Periodontol* 2008; 79(10):1880-5.
36. Fürhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(6):639-44.
37. Meijer HJ, Stellingsma K, Meijndert L, Raghoobar GM. A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues--the Implant Crown Aesthetic Index. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(6):645-9.
38. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(4):357-65.
39. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(6):631-7.
40. Sastre R, de Aza S, San Roman J. Biomateriales. Editorial faenza editrice ibérica. Madrid 2007.
41. ISO Norm 10993-9 Biological evaluation of medical devices. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2003.
42. Salido MP Estudio Comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas Tesis Doctoral Madrid.
43. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):183-8.
44. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002, 15(2):159-67.
45. Day GP, Devlin R. Optec HSP: an integrated system for all-ceramic restorations. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 1987; 4(8):41-7.
46. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992; 5(1):9-16.
47. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater* 2011; 27(3):298-303.
48. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21(2):155-60.
49. Bieniek KW, Marx R. The mechanical loading capacity of new all-ceramic crown and bridge materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104(3):284-9.
50. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater* 1999;15(5):359-62.



51. Howlett CR, Zreiqat H, Odell R. The effect of magnesium-ion implantation into alumina upon the adhesion of human bone-derived cells. *J Mater Sci-Mater Med* 1994; 5: 715-22.
52. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):529-32.
53. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda Júnior WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent* 2005;33(9):721-9.
54. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24(11):1556-67.
55. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. *Int J Comput Dent* 2004;7(4):379-88.
56. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007;34(4):282-90.
57. Martínez Rus F, Pradíes G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: Clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007; 12(4):253-263.
58. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17(1):35-8.
59. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillén GE, Miller AW. Fracture resistance of three all ceramic restorative system for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; 91(6):561-9.
60. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure test on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9(5): 434-39.
61. Anderson M, Oden A. A new all ceramic crown. A dense sintered high-purity alumina doping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(1):59-64.
62. Oden A, Andersson M, Krystek-ONdracek J, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram Crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4):450-45.
63. Suárez MJ, González de Villaumbrosa P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of marginal fit of Procera All Ceram Crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16(3):229-33.
64. Stevens R: An introduction to Zirconia. Publ. Magnesium Elektron Ltd. 1986.
65. Basu B. Toughening of yttria-stabilised tetragonal zirconia ceramics. *International Materials Review* 2005 50(4):239-256
66. Richerson DW. Modern Ceramic Engineering: properties, processing, and use in design, Second Edition, reviewed and expanded, Marcel Dekker Inc., (1992)
67. Green, D. J., Hannink, R. H. J. y Swain, M. V., "Transformation of ceramics", CRC Press Inc., Florida, (1989).
68. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22(8):778-84. 60
69. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25. 61



70. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002; 63(3):262-70. 62
71. Philipp A, Fischer J, Hämmerle CH, Sailer I. Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence Int* 2010; 41(4):313-9.
72. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CH. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent* 2010; 103(5):267-74.
73. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Evaluation of a high fracture toughness composite ceramic for dental applications. *J Prosthodont* 2008; 17(7):538-44.
74. Garvie RC, Hannik RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-704.
75. Sadowsky SJ. An overview of treatments considerations for esthetic restorations: an review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006; 96(6): 433-42.
76. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramics concept for nonvital abutments teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7(2): 73-80.
77. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(6):605-614.
78. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont* 2011; 20(7):570-6
79. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88(2):519-29.
80. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004; 91(2): 128-135.
81. Evand DB, Varig N, Malloy CM, Windeler AS. The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain. *J Prosthet Dent* 1990; 63(4):380-9.
82. Berger RP. The art of dental ceramic sculpturing. *Dent Tech* 1983 Suppl; 36: 22-29.
83. Gómez Cogolludo P, Suárez Ga MJ, Peláez J, López Lozano JF. Caso clínico prótesis parcial fija posterior con el sistema Lava. . *Rev Int Prot Estomatol* 2008; 10(1): 11-16.
84. Jones DW. Desarrollo de la cerámica dental. Una perspectiva histórica. *Clínicas odontológicas de Norteamérica* 1985; 4: 648-671
85. Pröbster L. La evolución de las restauraciones sin metal. Resumen histórico (II). Quintessence (ed. Esp) 1998; 11: 587-596.
86. Gascón F, Torrella F, Fons A. Clasificación de las actuales cerámicas dentales utilizadas en prótesis estomatológica fija: un estudio preliminar. *Acta estomatológica Valenciana* 1986; 2 113-120.
87. Rhoads J, Rudd K, Morrow R. Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo II: Prótesis Fija. Barcelona. Ed Salvat, 1988.



88. Sola MF, Labaig C, Martinez A, Mañes J. Estudio comparativo in Vitro del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993; 9: 67-70.
89. Gascón F, Gil F, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. *Avances en Odontoestomatología* 1990; 6: 525- 530.
90. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations measurements of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62(4): 405-408.
91. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramics Crowns fabricated with a new laser meeting technology. *Dent Mater* 2008; 24(10):1311-1215.
92. Malone W, Koth D. Tylmans teoría y práctica en prostodoncia fija. 8ª Ed Caracas. Ed actualidades medico-odontológicas latinoamericanas CA, 1991
93. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque Retaining properties of crown system. *J Prosthet Dent* 1989; 62(3): 264-269.
94. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont* 2009; 22(5):466-71.
95. Crawford R. Computers in dentistry. Part one. CAD/CAM: the computer moves chairside. *J Can Dent Assoc* 1988; 54(9):661-3.
96. Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical Impression Systems for CAD-CAM Restorations. *J Craniofac Surg* 2012; 23(6):575-9
97. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1:97-106
98. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 2007; 115(2):161-6.
99. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Rafaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11): 819-26
100. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31(7):682-8.
101. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820–826.
102. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont* 2012; 21(1):28-32
103. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil* 2005; 32(10):747-52.
104. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent* 2012;15(2):159-64.



105. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010; 23(5):434-42.
106. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33(1):28-30
107. de la Macorra JC, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002; 6(4):198-204.
108. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 2003; 16(5):538-42.
109. Lim HP, Yoo JM, Park SW, Yang HS. Fracture load of implant-supported zirconia all-ceramic crowns luted with various cements. *Int J Prosthodont*. 2010; 23(4):361-3.
110. Pan YH, Lin CK. The Effect of Luting Agents on the Retention of Dental Implant-Supported Crowns. *Chang Gung Med J* 2005; 28(6): 403-410.
111. Tomasi C, Wennström JL, Berglundh T. Longevity of teeth and implants: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2008; 35 Suppl 1:23-33.
112. Andersson B, Ödman P, Lindvall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998; 11(3):212–18.
113. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(4):299-309.
114. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20 Suppl 4:4-31.
115. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993; 5(1):29–36.
116. Lüthy, H. Strength and toughness of dental ceramics. In: Mormann, W.H., ed. CAD/CAM in aesthetic dentistry. Cerec 10 Year Anniversary Symposium, 1996; 229–240. Chicago, IL: Quintessence.
117. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006; 77(1):73–80.
118. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(7):635–641.
119. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004; 75(2):292-6.



120. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(3):201–211.
121. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55(3):559-70
122. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14(3):141-5
123. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *J Oral Rehabil* 2006; 33(7):520-8.
124. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.
125. Kucey BK, Fraser DC. The Procera abutment--the fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc* 2000; 66(8):445-9.
126. Garg AK. The Atlantis Components Abutment: simplifying the tooth implant procedure. *Dent Implantol Update* 2002; 13(9):65-70.
127. Sesemann MR. A visual essay. Maxillary arch reconstruction utilizing CAD/CAM Atlantis abutments. *Pract Proced Aesthet Dent* 2008; 20(7):397-9.
128. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5):652-8.
129. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(5):970-5.
130. Little DA. Protocol for implementing aesthetic implant restorations. *Dent Today* 2011; 30(5):88-92
131. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012; 28(12):1215-20.
132. Apicella D, Veltri M, Chieffi N, Balleri P, Ferrari M. Cement thickness at implant-supported single-tooth Lava assemblies: a scanning electron microscopic investigation. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(7):747-50.
133. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):166-73
134. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1):275-84
135. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc* 2012;143(3):234-40
136. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publish. Co.Inc. 3rd. Ed. 2002
137. Burdaron G. Manual de Biomateriales dentarios. Editorial Masson. Barcelona 1991.



138. Vega JM. Materiales en odontología: Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. Editorial avances médico-dentales. Madrid 1996
139. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.
140. Lewis MB, Klineberg I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. *Aust Dent J* 2011; 56(2):181-92
141. ISO Norm 14801. Dentistry Fatigue Test for Endosseous Dental Implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2003.
142. Okeson. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 5ª edición. Editorial Elsevier. 2003. 49-51
143. Brekhuis PH. Stimulation of the muscles of the mastication. *J Dent Res* 1941, 20: 87-92
144. Garner LD, Kotwall NS. Correlation study of incisive biting force with age, sex and anterior occlusion. *J Dent Res* 1973, 52(4):698-702
145. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(5):323-31.
146. Sathyanarayana HP, Premkumar S, Manjula W. Assessment of maximum voluntary bite force in adults with normal occlusion and different types of malocclusions. *J Contemp Dent Pract* 2012; 13(4):534-8.
147. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(6):720-726.
148. Cooper LF, Ellner S, Moriarty J, et al. Three-year evaluation of single-tooth implants restored 3 weeks after 1-stage surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(5):791-800.
149. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant-supported fixed partial dentures: A 10-year report. *Int J Prosthodont* 1999;12(3):216-221.
150. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multi-center study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):639-645.
151. Gibbard LL, Zarb G. A 5-year prospective study of implant-supported single-tooth replacements. *J Can Dent Assoc* 2002;68(2):110-116.
152. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: A 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(3):326-334.
153. Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Lüthy H, Mörmann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008 23(4): 609-617.
154. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4): 325-331.



155. Wiskott AHW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey, RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004; 17(6): 672–679.
156. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005;21(5):445-53.
157. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009 Jul-Aug; 24(4): 636-46
158. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013; 22(1): 66-70
159. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2): 111–116.
160. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2002; 15(1): 9–13.
161. Sundh A, Sjögren G. Study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater* 2008; 24(5):611-7
162. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):226-30.
163. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009(5); 24:850-8.
164. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater* 2011; 27(3):298-303.
165. Laurell L, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13(1):19-28.
166. Gehrke P, Dhom, G, Brunner, J, Wolf D, Degidi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 3(1)7: 19–26.
167. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006; 33(5):380-6.
168. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24:299-307.
169. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(3):505-12.
170. Kawai Y, Uo M, Wang Y, Kono S, Ohnuki S, Watari F. Phase transformation of zirconia ceramics by hydrothermal degradation. *Dent Mater J* 2011; 30(3):286-92.
171. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater* 2011; 7(2):858-65.



172. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010; 89(1):91-5.
173. Fernández-Fairen M, Blanco A, Murcia A, Sevilla P, Gil FJ. Aging of retrieved zirconia femoral heads. *Clin Orthop Relat Res* 2007;462:122-9.